

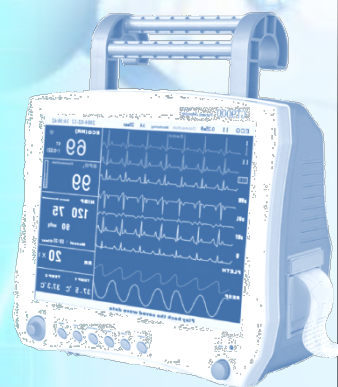
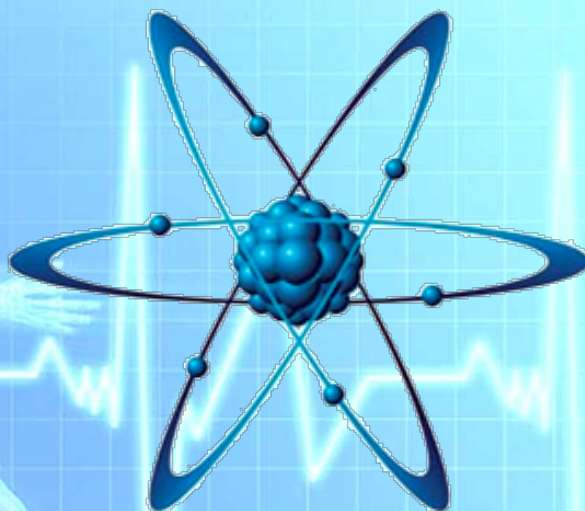
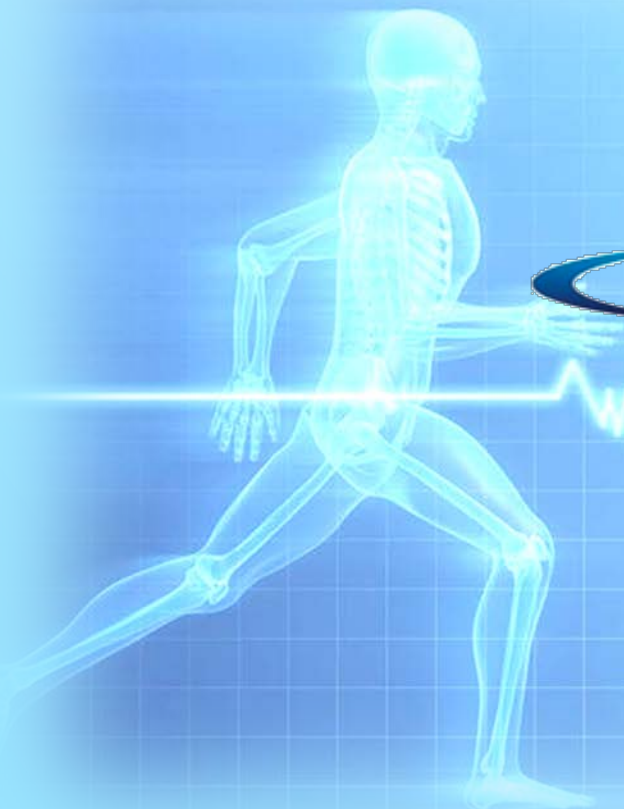
**XI МЕЖДУНАРОДНАЯ
НАУЧНАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ
«ФИЗИКА И
РАДИОЭЛЕКТРОНИКА
В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ»
с элементами научной
молодежной школы
ФРЭМЭ'2014**

1-3 июля 2014 г

July, 1-3, 2014

**XI INTERNATIONAL SCIENTIFIC
CONFERENCE
«PHYSICS AND
RADIOELECTRONICS
IN MEDICINE AND ECOLOGY»
with elements of Scientific Youth
School
PhREME'2014**

**ТРУДЫ ♦ PROCEEDINGS
Книга I ♦ Book I**





 **Fachhochschule Jena**
University of Applied Sciences Jena

**ФЕДЕРАЛЬНОЕ АГЕНТСТВО ПО ОБРАЗОВАНИЮ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
РОССИЙСКОЕ НТО РЭС ИМ. А.С. ПОПОВА
ДЕПАРТАМЕНТ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ АДМИНИСТРАЦИИ
ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ
ИНСТИТУТ РАДИОТЕХНИКИ И ЭЛЕКТРОНИКИ РАН
ВЛАДИМИРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИМЕНИ А.Г. И Н.Г. СТОЛЕТОВЫХ**

**XI МЕЖДУНАРОДНАЯ НАУЧНАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ
«ФИЗИКА И РАДИОЭЛЕКТРОНИКА В МЕДИЦИНЕ
И ЭКОЛОГИИ»**

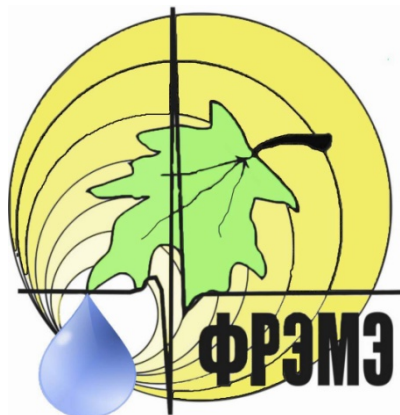
**с элементами научной молодежной школы
ФРЭМЭ'2014
1-3 ИЮЛЯ 2014**

◆

**XI INTERNATIONAL SCIENTIFIC CONFERENCE
«PHYSICS AND RADIOELECTRONICS IN
MEDICINE AND ECOLOGY»
with elements Scientific Youth School
PREME'2014
JULY, 1-3, 2014**

◆

**ТРУДЫ ◆ PROCEEDINGS
КНИГА I ◆ BOOK I**



ВЛАДИМИР ◆ VLADIMIR

2014

УДК 57.08+615.47+615.8

ББК

Ф50

Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Доклады 11-й межд. научн. конф. Книга 1 – Владимир: 2014.

Публикуются труды 11-й международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» - ФРЭМЭ'2014. Представлены новые фундаментальные и научно-практические методы и средства ранней диагностики и лечения различных заболеваний; современные способы обработки медико-экологических сигналов и изображений; новые информационные технологии в медицине и экологии. Рассмотрены вопросы экологии и здоровья человека, а также методы и средства диагностики природной среды. Приведены аналитические и экспериментальные результаты исследований, полезные специалистам в области радиофизики, биомедицины и экологии.

Конференция поддержана грантом РФФИ № 14-02-20018-г.

РЕДАКЦИОННАЯ КОЛЛЕГИЯ:

А.К. Бернюков, д.т.н., профессор

А.Г. Самойлов, д.т.н., профессор

Л.Т. Сушкова, д.т.н., профессор - ответственный редактор

ISBN 978-5-905527-08-1

©Оргкомитет конференции, 2014

СОДЕРЖАНИЕ ♦ CONTENTS

КНИГА I ♦ BOOK I

ПЛЕНАРНОЕ ЗАСЕДАНИЕ ♦ PLENARY SECTION.....	33
 СЕКЦИЯ ♦ SECTION 1	
Методы и средства диагностики и лечения заболеваний Methods and facilities of diagnostics and treatment.....	60
 СЕКЦИЯ ♦ SECTION 2	
Биокибернетика и математическое моделирование Biocybernetics and mathematical modeling.....	139
 СЕКЦИЯ ♦ SECTION 3	
Биомеханика, проблемы коррекции и лечения опорно-двигательного аппарата Biomechanics, problems of correction and treatment of musculoskeletal system.....	236
 СЕКЦИЯ ♦ SECTION 4	
Новые информационные и телекоммуникационные технологии в медицине и экологии New information and telecommunication technologies in medicine and ecology.....	281

КНИГА II ♦ BOOK II

 СЕКЦИЯ ♦ SECTION 5	
Интеллектуальные биометрические системы и технологии (Научная молодежная школа) Smart biometric system and technologies (Scientific Youth School).....	33
 СЕКЦИЯ ♦ SECTION 6	
Биотехнические и медицинские приборы, аппараты и системы Biotechnical and medical apparatus, systems, complexes.....	70
 СЕКЦИЯ ♦ SECTION 7	
Методы и средства диагностики природной среды Methods and facilities for diagnostic of natural environment.....	166
 СЕКЦИЯ ♦ SECTION 8	
Экология и здоровье человека Ecology and human health.....	227
 СЕКЦИЯ ♦ SECTION 9	
Актуальные вопросы высшего образования в области биомедицинской инженерии и экологии Urgent questions of higher education in the field of biomedical engineering and ecoogy.....	306

КНИГА I ♦ BOOK I**ПЛЕНАРНОЕ ЗАСЕДАНИЕ 1 ♦ PLENARY SECTION 1**

МЕТОДОЛОГИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ МЕТРОЛОГИЧЕСКОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ИЗМЕРЕНИЙ В ЛАБОРАТОРНОЙ МЕДИЦИНЕ Эмануэль В.Л., Эмануэль В.Ю METHODOLOGICAL ASPECTS OF MEASUREMENT METROLOGICAL MAINTENANCE IN LABORATORY MEDICINE Emanuel V.L., Emanuel V.U.....	33
ВНЕДРЕНИЕ СОВРЕМЕННЫХ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ: ИТОГИ ПРОГРАММЫ МОДЕРНИЗАЦИИ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ Дегтерева М.И. IMPLEMENTATION OF MODERN INFORMATION TECHNOLOGIES: THE RESULTS OF PUBLIC HEALTH SERVICE MODERNIZATION PROGRAM IN THE VLADIMIR REGION Degtereva M.I.	36
ИССЛЕДОВАНИЕ НАНОСТРУКТУРЫ ПОВЕРХНОСТИ ЭРИТРОЦИТОВ МЕТОДОМ ЗОНДОВОЙ МИКРОСКОПИИ Филимоненко Д.С., Петрович В.А., Белевич Е.И. SCANNING PROBE MICROSCOPY INVESTIGATION OF ERYTHROCYTE MEMBRANE NANOSTRUCTURE D.S. Filimonenko, V.A Petrovich, E.I Belevich.....	39
НЕЧЕТКИЕ БАЗЫ ЗНАНИЙ ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ЭКСПЕРТНЫХ СИСТЕМ Корневский Н.А., Стародубцева Л.В., Хрипина И.И. DESIGNING INTELLIGENT MEDICAL DECISION SUPPORT SYSTEMS BASED ON FUZZY INFORMATION TECHNOLOGY N.A Korenevsky, L.V. Starodubtceva, I.I. Khripina.....	43
ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ОРГАНИЗАЦИИ ЛЕЧЕБНОГО ПРОЦЕССА Ступаков И.Н., Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Сазыкина Л.В., Добрышина Н.В. TECHNOLOGICAL BASES OF THE ORGANIZATION OF MEDICAL PROCESS Stupakov I.N. Gazizova D. Sh., Lishchuk V.A. Sazykina L.V. Dobryshina N. V.	45
ЦЕНТРАЛИЗАЦИЯ КЛИНИЧЕСКИХ ЛАБОРАТОРНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ ВО ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ В УСЛОВИЯХ РЕАЛИЗАЦИИ ПРИОРИТЕТНЫХ НАПРАВЛЕНИЙ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ Кирюхин А.В., Романова М.А CENTRALIZATION OF CLINICAL LABORATORY STUDIES IN THE VLADIMIR REGION IN CONDITIONS OF HEALTHCARE PRIORITY TRENDS REALIZATION Kiruhin A.V., Romanova M.A.	49
ЕВРОПЕЙСКАЯ РАМОЧНАЯ ПРОГРАММА «ГОРИЗОНТ 2020»: НАУЧНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИННОВАЦИИ Сушкова Л.Т. EUROPEAN FRAMEWORK PROGRAM “HORIZON 2020”: RESEARCH AND INNOVATION Sushkova L.T.	57

СЕКЦИЯ 1 ♦ SECTION 1

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ

METHODS AND FACILITIES OF DIAGNOSTIC AND TREATMENT

<p>ОБЗОР РАДИОНУКЛИДОВ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ Антаков М.А., Шалаев П. В. REVIEW OF RADIONUCLIDES FOR MEDICAL DIAGNOSTICS Antakov M.A., Shalaev P.V.</p>	60
<p>МЕТОДЫ ПОЛУЧЕНИЯ МЕЧЕННЫХ ТЕХНЕЦИЕМ-99М ПРОИЗВОДНЫХ ГЛЮКОЗЫ Скуридин В.С., Стасюк Е.С., Ильина Е.А., Рогов А.С. METHODS OF THE LABELLED WITH TECHNETIUM-99M GLUCOSE DERIVANTS OBTAINING Skuridin V.S., Stasyuk E.S., Ilyna E.A., Rogov A.S.</p>	65
<p>ЛОКАЛЬНАЯ ГИПЕРТЕРМИЯ РАКА ГОЛОВНОГО МОЗГА С ПОМОЩЬЮ СФОКУСИРОВАННОГО ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ПОЛЯ Бабогло В.М., Гаврилов В.М., Дементьев В.К., Смирнов Д.С. LOCAL HYPERTHERMIA OF BRAIN CANCER USING A FOCUSED ELECTROMAGNETIC FIELD Baboglo V.M., Gavrilov V.M., Dement'ev V.K., Smirnov D.S.</p>	69
<p>СПОСОБЫ РЕАЛИЗАЦИИ МЕТОДА ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ ПАРАНАЗАЛЬНЫХ ПАЗУХ ПО ИХ РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКИМ ИЗОБРАЖЕНИЯМ Самойленко А.П., Проскуряков А.В. IMPLEMENTING THE METHOD OF DIAGNOSTICS OF THE PARANASAL SINUSES' STATE ACCORDING TO ITS X-RAY IMAGES A. Samoyl'enko, A. Proskuryakov.</p>	71
<p>СОВРЕМЕННЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ДИАГНОСТИКИ И КЛИНИЧЕСКОЕ ЗНАЧЕНИЕ ПОВРЕЖДЕНИЯ ПОЧЕК У БОЛЬНЫХ С ОСТРЫМ КОРОНАРНЫМ СИНДРОМОМ Зайцева В.П., Нанчикеева М.Л., Буланов Н.М., Вахракова М.В. MODERN POSSIBILITIES OF DIAGNOSTICS AND CLINICAL RELEVANCE OF RENAL INJURY IN PATIENTS WITH ACUTE CORONARY SYNDROME Zayceva V.P., Nanchikeeva M.L., Bulanov N.M., Vakhraкова M.V.</p>	75
<p>ПРОГНОЗИРОВАНИЕ ЖИЗНЕУГРОЖАЮЩИХ НАРУШЕНИЙ РИТМА СЕРДЦА ПО ПОКАЗАТЕЛЯМ ВАРИАбельНОСТИ РИТМА СЕРДЦА У БОЛЬНЫХ АРТЕРИАЛЬНОЙ ГИПЕРТЕНЗИЕЙ И НАРУШЕНИЕМ УГЛЕВОДНОГО ОБМЕНА Омельченко В.П., Караханян К.С., Демидова А.А. FORECASTING OF LIFE-THREATENING HEART RHYTHM DISTURBANCE IN TERMS OF HRV IN PATIENTS WITH ARTERIAL HYPERTENSION AND VIOLATIONS OF CARBOHYDRATE METABOLISM V.P. Omelchenko, K.S. Karakhanyan, A.A. Demidova.</p>	78
<p>ВОЗМОЖНОСТИ МЕТОДОВ ЛАЗЕРНОЙ ДОПЛЕРОВСКОЙ ФЛОУМЕТРИИ И ОПТИЧЕСКОЙ ТКАНЕВОЙ ОКСИМЕТРИИ В ОЦЕНКЕ СОСТОЯНИЯ МИКРОКРОВотоКА И ФАКТОРОВ ЕГО РЕГУЛЯЦИИ В НОРМЕ И ПРИ НАРУШЕНИЯХ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ СЕРДЦА Ослякова А.О., Тихомирова И.А. POTENTIALITIES OF LASER DOPPLER FLOWMETRY AND OPTICAL TISSUE OXIMETRY METHODS IN ESTIMATION THE STATE OF THE MICROCIRCULATION AND FACTORS OF ITS REGULATION IN NORM AND IN CARDIAC DISORDERS Oslyakova A.O., Tikhomirova I.A.</p>	81
<p>КОМПЛЕКСНАЯ ДИАГНОСТИКА ДИФфуЗНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПЕЧЕНИ Мухомедшин А.А., Лукьянова Р.П., Филиппов С.О. DIFFUSE LIVER DISEASE DIAGNOSIS Mukhomedshin A.A., Filippov S.O., Lukyanova R.P.</p>	85

УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ДИАГНОСТИКА ОСТРОГО ПРОСТАТИТА Красников А.В., Попов С.В., Петросян С.Л. ULTRASOUND DIAGNOSTICS OF ACUTE PROSTATITIS A.V. Krasnykov, S.V. Popov, S.L. Petrosjan.....	88
ЗНАЧЕНИЕ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ В ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКЕ ЭПИЛЕПТИЧЕСКИХ И НЕЭПИЛЕПТИЧЕСКИХ ПРИПАДКОВ У ДЕТЕЙ Исаева А.Г. ELECTROENCEPHALOGRAPHY FOR A DIAGNOSIS OF EPILEPTIC AND NON- EPILEPTIC SEIZURES IN INFANTS AND CHILDREN Isaeva A.G.	90
ДИАГНОСТИКА ПЕРВОЙ И ВТОРОЙ СТАДИЙ РАКА ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ ПО ОБЩЕМУ АНАЛИЗУ КРОВИ Качалов О.Б., Говоров А.В., Лимин Д.П. DIAGNOSTICS OF STAGE I AND II PROSTATE CANCER BASED ON COMPLETE BLOOD COUNT Katchalov O.B. Govorov A.V., Limin D.P.	92
МЕТОДЫ СУТОЧНОГО МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ ПЛОДА НА ОСНОВАНИИ АНАЛИЗА РИТМА СЕРДЦА Буреев А.Ш., Жданов Д.С., Земляков И.Ю., Киселева Е.Ю. THE METHODS OF DAILY MONITORING FETAL ASSESSMENT BASED ON ANALYSIS OF THE HEART RATE Bureev A.Sh., Zhdanov D.S., Zemlyakov I.Yu., Kiseleva E.Yu.	94
ТЕРМОИМПЕДАНСМЕТРИЯ ЦЕРЕБРОСПИНАЛЬНОЙ ЖИДКОСТИ КАК МЕТОД РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ ПАТОЛОГИИ ГОЛОВНОГО МОЗГА Иванова Н.Е., Васькова Н.Л., Капралова В.М., Пашкевич М.Э., Шадрин Е.Б. CEREBROSPINAL FLUID THERMOIMPEDANCE METRY AS A METHOD OF BRAIN DISEASES EARLY DIAGNOSTICS Ivanova N.E., Vaskova N.L., Kapralova V.M., Pashkevich M.E., Shadrin E.B.	96
СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО МЕТОДА АКТИВАЦИИ ИММУННЫХ ПРОЦЕССОВ Каторгина Г.И., Бойко И.П., Пермяков С.А., Давтян В.Г., Никишина М.В. IMPROVEMENT OF PHYSIOTHERAPY TECHNIQUES OF IMMUNE ACTIVATION PROCESSES Katorgina G.I. Boiko I.P., Permyakov S.A. Davtyan V.G., Nikishina M.V.	100
ВЕНУЛЯРНЫЙ МЕХАНИЗМ ТЕЧЕНИЯ ОСЛОЖНЕНИЙ ПРИ СЕРДЕЧНО- СОСУДИСТЫХ ЗАБОЛЕВАНИЯХ И СПОСОБ ЕГО ДЕТЕКТИРОВАНИЯ Каторгина Г.И., Бойко И.П., Пермяков С.А., Давтян В.Г., Никишина М.В. VENULAR MECHANISM COMPLICATIONS IN CARDIOVASCULAR DISEASES AND DETECTION METHOD Katorgina G.I. Boiko I.P., Permyakov S.A. Davtyan V.G., Nikishina M.V.	104
ОСОБЕННОСТИ ИЗМЕНЕНИЯ В ПЕРИФЕРИЧЕСКОЙ КРОВИ И ПЛАЗМЕ В ЗАВИСИМОСТИ ОТ ВОЗРАСТА ДОНОРОВ ЖЕНЩИН Смирнова О.Н., Смирнов А.А., Сучкова Е. А., Комарова В.В., Трускова К. Г. FEATURES CHANGES IN PERIPHERAL BLOOD AND PLASMA DEPENDING ON AGE WOMEN DONORS Smirnova O.N., Smirnov A.A., Suchkova E.A., Komarova V.V., Truskova K.G.	107
БИОИМПЕДАНСНАЯ ОЦЕНКА УРОВНЯ ГЕМАТОКРИТА В ПРОБЕ КРОВИ Чистякова И.Б., Акулов С.А., Федотов А.А. BIOIMPEDANCE ESTIMATION OF HEMATOCRIT LEVEL IN BLOOD SAMPLE Chistyakova I.B., Akulov S.A., Fedotov A.A.	109
ОПРЕДЕЛЕНИЕ ДЕРМАТОГЛИФИЧЕСКИХ ПРЕДИКТОРОВ ПАТОЛОГИИ РАЗВИТИЯ ПОЛОВЫХ ОРГАНОВ У ЖЕНЩИН	

Спиридонов И.Н., Нехина А.А., Готье М.С., Дегтярев Д.Н. DEFINITION OF THE DERMATOGLYPHIC PREDICTORS OF THE FEMALE GENTIAL DEVELOPMENT PATHOLOGY Spiridonov I.N., Nekhina A.A., Gotie M.S., Degtyarev D.V.	112
О ПРИМЕНЕНИИ МЕТОДИКИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ РИТМА СЕРДЦА ДЛЯ ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ ЯЗВЕННОЙ БОЛЕЗНИ И ИДИОПАТИЧЕСКИХ ЯЗВ Чижигов Д.А., Фомин Л.Б., Борисов В.И. ABOUT APPLICATION OF HEART RATE VARIABILITY METHOD FOR DIFFERENTIAL DIAGNOSTICS OF PEPTIC ULCER AND AUTOPATHIC ULCERS Chizhikov D.A., Fomin L.B., Borisov V.I.	114
ОЦЕНКА ЭКВИВАЛЕНТНОЙ ДОЗЫ ПРИ ОБЛУЧЕНИИ ТОНКИХ СЛОЕВ ВЫСОКОЭНЕРГЕТИЧНЫМИ ФОТОНАМИ Белоусов А.В., Калачев А.А., Крусанов Г.А. EQUIVALENT DOSE ESTIMATION AT HIGH ENERGY PHOTON BEAM IRRADIATION OF THIN LAYERS Belousov A.V., Kalachev A.A., Krusanov G.A.	119
РАЗРАБОТКА ФФП-ПРИНЦИПОВ ЭЭГ-ДИАГНОСТИРОВАНИЯ БИПОЛЯРНОГО АФФЕКТИВНОГО РАССТРОЙСТВА Панищев О.Ю., Дёмин С.А. DEVELOPING THE MMF-PRINCIPLES OF EEG-DIAGNOSTICS FOR BIPOLAR AFFECTIVE DISORDER Panischev O.Yu., Demin S.A.	121
ИЗМЕРЕНИЕ СКОРОСТИ СДВИГОВЫХ ВОЛН В МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ МЕТОДОМ ДИСТАНЦИОННОЙ ЭЛАСТОГРАФИИ Демин И.Ю., Халитов Р.Ш., Морозова К.Г., Андреев В.Г., Шанин А.В., Рыхтик П.И., Шадохина И.В. MEASUREMENT OF THE VELOCITY OF SHEAR WAVES IN SOFT TISSUES BY ELASTOGRAPHY Demin I.Yu., Khalitov R.Sh., Morozova K.G., Andreev V.G., Shanin A.V., Rykhtik P.I., Shatokhina I.V.	125
BRAIN ELECTRICAL TOPOGRAPHY Zoltan J. Koles, Ph.D. ТОПОГРАФИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МОЗГА Золтан Дж. Колес.....	129
FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION Vivian K. Mushahwar ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИЯ Вивиан К. Мушахвар.....	131
MEDICAL AND PHARMACEUTICAL INHALATION AEROSOLS RESEARCH Warren Finlay, Ph.D. ИССЛЕДОВАНИЕ МЕДИЦИНСКИХ И ФАРМАЦЕВТИЧЕСКИХ ИНГАЛЯЦИОННЫХ АЭРОЗОЛЕЙ Уоррен Финлэй.....	132
LUNG DEPOSITION AND LOCAL CONCENTRATION OF INHALED DRUGS Carlos F. Lange, Ph.D. ОСАЖДЕНИЕ В ЛЕГКИХ И ЛОКАЛЬНАЯ КОНЦЕНТРАЦИЯ ИНГАЛИРУЕМЫХ ЛЕКАРСТВЕННЫХ ВЕЩЕСТВ Карлос Ф. Ланге.....	134
APPLICATIONS OF MRI TO CEREBROVASCULAR DISEASE Christian Beaulieu, Ph.D. ПРИМЕНЕНИЕ МРТ ПРИ ЦЕРЕБРОВАСКУЛЯРНЫХ ЗАБОЛЕВНИЯХ Кристиан Бьюлюу	135

BIOMEDICAL TOPICS IN LIGAMENT RECONSTRUCTION AND PULMONARY RESEARCH

Alidad Amirfazli

БИОМЕДИЦИНСКИЕ АСПЕКТЫ В РЕКОНСТРУКЦИИ СВЯЗОК И ИССЛЕДОВАНИИ ЛЕГКИХ

Алидад Амирфазли..... 137

СЕКЦИЯ 2 ♦ SECTION 2

БИОКИБЕРНЕТИКА И МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

BIOSYBERNETICS AND MATHEMATICAL MODELING

СВЯЗАННОСТЬ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МОЗГА И МОТОРИКИ В РАННЕЙ СТАДИИ БОЛЕЗНИ ПАРКИНСОНА

Сушкова О.С., Габова А.В., Карабанов А.В., Кершнер И.А., Обухов К.Ю.,

INTERDEPENDENCY OF THE BRAIN ELECTRICAL ACTIVITY AND MOTORICS IN THE EARLY STAGE PARKINSON'S DISEASE

Sushkova O.S., Gabova A.V., Karabanov A.V., Kershner I.A., Obukhov K.Y., Obukhov Y.V..... 139

МЕТОД ОБРАБОТКИ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ШУМОВ ДЛЯ ОПИСАНИЯ СОСТОЯНИЯ БРОНХО-ЛЕГОЧНОЙ СИСТЕМЫ НОВОРОЖДЕННЫХ

Буреев А. Ш., Жданов Д. С., Земляков И. Ю., Михалев Е. В., Светлик М.С., Сырямкин В.И.

METHOD OF PROCESSING RESPIRATORY NOISE TO DESCRIBE THE STATE OF THE BRONCHOPULMONARY SYSTEM NEWBORN

Bureyev A. Sh., Zhdanov D. S., Zemlyakov I. Y., Mikhalev, E. V., Svetlik M. S., Syryamkin V. I..... 141

РАЗРАБОТКА МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ ДЛЯ РАСЧЕТА ПОГРЕШНОСТЬ МЕТОДА ИЗМЕРЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ТОЧЕК АКУПУНКТУРЫ

Карпухин В.А., Косоруков А.Е., Сираева Г.Ф., Генерозова К. С.

DEVELOPMENT OF A MATHEMATICAL MODEL FOR CALCULATING THE ERROR OF THE METHOD OF MEASURING ELECTRICAL PARAMETERS OF ACUPUNCTURE POINTS

Karpukhin V.A., Kosorukov A. E., Siraeva G. F., Generozova K.S..... 145

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕТОДОВ МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ДЛЯ КОЛИЧЕСТВЕННОЙ ОЦЕНКИ ТЯЖЕСТИ ДИЛЯТАЦИОННОЙ КАРДИОМИОПАТИИ

Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Сазыкина Л.В., Колоскова Н.Н., Махмудова А.Н., Соболев А.В., Фролов С.В.

USE OF METHODS OF MATHEMATICAL MODELLING FOR THE QUANTITATIVE ASSESSMENT OF WEIGHT OF DILATED CARDIOMYOPATHY

Gazizova D. Sh., Lishchuk V.A. Sazykina L.V. Koloskova N. N., Makhmudov A.N. Sobolev A.V., Frolov S.V. 150

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕХАНИЗМОВ ПРОТИВООПУХОЛЕВОГО ДЕЙСТВИЯ ВИРУСНЫХ ВАКЦИН

Бабушкина Н.А., Глумов В.М.

MATHEMATICAL MODELING OF THE MECHANISM OF ANTITUMORAL EFFECT OF THE VIRUS-DERIVED VACCINES

N.A. Babushkina, V.M.Glumov..... 153

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ УСТОЙЧИВОСТИ КАРДИОДИНАМИКИ ПРИ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ СТРЕССОРНЫХ НАГРУЗКАХ

Мезенцева Л.В., Коновалов О.Н.

COMPUTER MODELING OF CARDIODYNAMICS STABILITY AT EXPERIMENTAL STRESSOR LOADS

Mezentseva L.V., Kononov O.N. 158

ЭНТРОПИЙНЫЙ ПОДХОД К МОРФОЛОГИЧЕСКОМУ АНАЛИЗУ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ

Кузнецов А.А., Гуменный В.Г.

ENTROPY APPROACH TO THE ANALYSIS OF ILL PEOPLE ELECTROCARDIOGRAMS A.A. Kuznetsov, V.G.Gumennyj.....	161
К МОДЕЛИ ЛОГИЧЕСКОГО МЫШЛЕНИЯ Кузнецов А. А. TO MODEL OF LOGIC THINKING A. A. Kuznetsov.....	165
ПРОБЛЕМЫ ФОРМУЛИРОВКИ СПЕЦИАЛИЗИРОВАННЫХ РАЗДЕЛОВ МЕДИКО-ТЕХНИЧЕСКИХ ТРЕБОВАНИЙ К МЕДИЦИНСКИМ СЕРВИСНЫМ РОБОТАМ Рогаткин Д.А., Лапитан Д.Г., Лапаева Л.Г., Быченков О.А. PROBLEMS OF SPECIAL SECTIONS OF MEDICO-TECHNICAL REQUIREMENTS FORMULATING FOR MEDICAL SERVICE ROBOTS Rogatkin D.A., Lapitan D.G., Lapaeva L.G., Vychenkov O.A.	167
ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК БИОТКАНИ ПРИ РАДИОЧАСТОТНОЙ ЭЛЕКТРОКОАГУЛЯЦИИ Карпухин В.А., Замятина В.А. INVESTIGATION OF THERMOELECTRIC CHARACTERISTICS OF BIOLOGICAL TISSUE DURING RF ELECTROCOAGULATION Karpuhin V. A., Zamyatina V.A.	170
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СОБСТВЕННЫХ ВЕКТОРОВ КОВАРИАЦИОННЫХ МАТРИЦ ДЛЯ АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ Исакевич В.В., Исакевич Д.В. USING COVARIANCE MATRIX EIGENVECTORS FOR ECG ANALYSIS Issakevich V.V., Issakevich D.V.	174
ПРИНЦИПЫ СОПРЯЖЕНИЯ «ЖИВОЙ» И «НЕЖИВОЙ» МАТЕРИИ Кузнецов А.А. INTERFACE PRINCIPLES OF «ALIVE» AND «LIFELESS» MATTER Kuznetsov A.A.	176
СОЦИАЛЬНАЯ СИСТЕМА СЧИТЫВАНИЯ ИНФОРМАЦИИ Кузнецов А.А. SOCIAL SYSTEM OF INFORMATION READING Kuznetsov A.A.	182
ОЦЕНОЧНЫЙ АНАЛИЗ ФУНКЦИЙ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ДИАГРАММ РИТМА СЕРДЦА ЗДОРОВЫХ ЛЮДЕЙ Пермяков С.А., Кузнецов А.А., Сушкова Л.Т. EVALUATIVE ANALYSIS OF DISTRIBUTION FUNCTIONS OF HEALTHY PERSONS' HEART RATE Permyakov S.A., Kuznetsov A.A., Sushkova L.T.	185
ЧИСЛЕННЫЕ МЕТОДЫ КРЫЛОВА ДЛЯ РЕШЕНИЯ СЛАУ ПРИ АНАЛИЗЕ СХЕМ МЕТОДОМ ГАРМОНИЧЕСКОГО БАЛАНСА Ланцов В.Н., Осипова Г.И. KRYLOV NUMERICAL METHODS FOR SOLVING SLAE IN ANALYSIS OF SCHEMES IN HARMONIC BALANCE Lantsov V.N., Osipova G.I.	189
АНАЛИТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ЧЕТВЕРТЬВОЛНОВОГО РЕЗОНАТОРНОГО СЕНСОРА ДЛЯ КОНТРОЛЯ ПАТОЛОГИЙ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ Слипченко Н.И., Панченко А.Ю., Бородкина А.Н. ANALYTICAL MODEL OF THE QUARTER WAVE COAXIAL RESONATOR SENSOR FOR MONITORING PATHOLOGY OF THE CARDIOVASCULAR SYSTEM Slipchenko N., Panchenko A., Borodkina A.	193
ПРОГНОЗИРОВАНИЕ ПОВЕДЕНИЯ БИСЛОЙНЫХ ФУЛЛЕРЕНОВ С ВНЕШНЕЙ ИКОСЭДРИЧЕСКОЙ ОБОЛОЧКОЙ Глухова О.Е., Слепченков М.М., Колесникова А.С., Шунаев В.В.	

PREDICTING OF BEHAVIOR OF BILAYER FULLERENES WITH ICOSAHEDRAL OUTER SHELL	
Glukhova O.E., Slepchenkov M.M., Kolesnikova A.S., Shunaev V.V.	197
ХАРАКТЕРИСТИКИ СВЁРТОЧНЫХ КОДОВ ПРИ «ПРИЁМЕ В ЦЕЛОМ» Кальгина Л.А., Корнеева Н.Н.	
CHARACTERISTICS OF CONVOLUTIONAL CODES IN THE «RECEPTION IN THE LARGE»	
Kalygina L.A., Korneeva N.N.	200
ВИРТУАЛЬНАЯ СВЧ ДИАГНОСТИКА ОТЕКА ГОЛОВНОГО МОЗГА Бабогло В.М., Гаврилов В.М., Дементьев В.К., Смирнов Д.С.	
VIRTUAL MICROWAVE DIAGNOSTICS OF CELEBRAL EDEMA	
Baboglo V.M., Gavrilov V.M., Dement'ev V.K., Smirnov D.S.	202
ФОТОТЕРМИЧЕСКИЕ ЭФФЕКТЫ НАНОСТЕРЖНЕЙ ЗОЛОТА В СИСТЕМАХ <i>IN SILICO, IN VITRO</i> И <i>IN VIVO</i>	
Пышная И.А., Раум К.В., Ломзов А.А., Пышный Д.В., Рябчикова Е.И	
PHOTOTHERMAL EFFECT OF GOLD NANORODS <i>IN SILICO, IN VITRO</i> И <i>IN VIVO</i>	
Pyshnaya I.A., Razum K.V., Lomzov A.A., Pyshnyi D.V., Ryabchikova E.V.	204
АНАЛИЗ ЭНЕРГОЭФФЕКТИВНОСТИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ СЕТИ ЧАСТНОГО ДОМА НА ОСНОВЕ ЕЕ КОМПЬЮТЕРНОЙ МОДЕЛИ, ПОСТРОЕННОЙ ПО ТРЕХФАЗНЫМ СХЕМАМ ЗАМЕЩЕНИЯ Шмелев В.Е., Сбитнев С.А., Абрамченко Е.В.	
ANALYSIS OF ELECTROEFFECTIVENESS OF THE PRIVATE HOUSE ELECTRICAL CIRCUIT BASED ON COMPUTED MODEL, DESIGNED WITH THREE-PHASE EQUIVALENT CIRCUIT	
Shmelev V.E., Sbitnev S.A., Abramchenko E.V.	209
АНАЛИЗ ИЗМЕНЕНИЙ В ГЕМОДИНАМИКЕ ДЛЯ СЛУЧАЯ МЕХАНИЧЕСКОЙ ПОДДЕРЖКИ КРОВООБРАЩЕНИЯ ОБОИХ ЖЕЛУДОЧКОВ СЕРДЦА Петухов Д. С.	
ANALYSIS OF HEMODYNAMIC CHANGES FOR BIVENTRICULAR MECHINICAL CIRCULATORY SUPPORT	
Petukhov D. S.	213
THERMODYNAMICS IN CRYOBIOLOGY Janet A. W. Elliott	
ТЕРМОДИНАМИКА В КРИОБИОЛОГИИ	
Жанет А.У. Еллиот	214
CRYOBIOLOGY RESEARCH Locksley E. McGann, Ph.D.	
КРИОБИОЛОГИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ	
Локслей Э. МакГанн	215
COMPUTATIONAL SENSORIMOTOR NEUROSCIENCE Kelvin E. Jones, Ph.D.	
ВЫЧИСЛИТЕЛЬНАЯ СЕНСОМОТОРНАЯ НЕВРОЛОГИЯ	
Кевин Э. Джонс	218
ФУНКЦИИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ РИТМА СЕРДЦА ЗДОРОВЫХ ЛЮДЕЙ Кузнецов А.А., Пермяков С.А.	
DISTRIBUTION FUNCTIONS OF HEALTHY PEOPLE HEART RHYTHM PARAMETERS	
A.A. Kuznetsov, S.A. Permjakov.....	220
ФУНКЦИИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ РИТМА СЕРДЦА БОЛЬНЫХ ЛЮДЕЙ Кузнецов А.А., Пермяков С.А.	
DISTRIBUTION FUNCTIONS OF ILL PEOPLE HEART RHYTHM PARAMETERS	
A.A. Kuznetsov, S.A. Permjakov.....	223

РЕАЛИЗАЦИЯ НЕПРЕРЫВНОГО ИЗМЕРЕНИЯ СОПРОТИВЛЕНИЯ ИЗОЛЯЦИИ ДЕЙСТВУЮЩИХ ЭЛЕКТРОУСТАНОВОК УЭЦН С НЕЗАЗЕМЛЁННОЙ НЕЙТРАЛЬЮ ТЕЛЕМЕТРИЧЕСКИМИ СИСТЕМАМИ Кузнецов А.В., Никитин О.Р. REALIZATION OF CONTINUOUS ISOLATION RESISTANCE MEASUREMENT IN ACTING ELECTRIC INSTALLATIONS WITH UNGROUNDED Kuznetsov A.V., Nikitin O.R.	227
ИМИТАЦИЯ СИГНАЛОВ ИСТОЧНИКА ЦИФРОВЫХ СООБЩЕНИЙ Альшрайдэх А., Жоау А., Самойлов А.Г., Самойлов С.А. IMITATION OF SIGNALS OF SOURCE DIGITAL MESSAGING A. Alshraydeh , João A. , AG Samoilov, SA Samoilov.....	229
ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ И МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ОБЕСПЕЧЕНИЯ ТОЧНОСТИ ОБРАБОТКИ МЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ НА СТАНКАХ С ЧПУ Генералов Л.К., Коконов А.А. INFORMATION TECHNOLOGY AND MATHEMATICAL MODELING TO ENSURE THE ACCURACY OF PROCESSING OF MEDICAL PRODUCTS ON CNC MACHINES Generalov L.K., Kokonov A.A.	231
ИССЛЕДОВАНИЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ИМПЕДАНСА НА РУКЕ В РАЗЛИЧНЫХ ТЕМПЕРАТУРНЫХ УСЛОВИЯХ. Исаков Р.В., Дахва М.С., Струнин Р.М. STUDY THE EFFECT OF TEMPERATURE VARIATIONS OF THE HAND IMPEDANCE Isakov R.V., Dahwah M.S, Stronen R.M.....	233

СЕКЦИЯ 3 ♦ SECTION 3

БИОМЕХАНИКА, ПРОБЛЕМЫ КОРРЕКЦИИ И ЛЕЧЕНИЯ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА

BIOMECHANICS, PROBLEMS OF CORRECTION AND TREATMENT OF MUSCULOSKELETAL SYSTEM

ИК ПИРОМЕТРИЯ ПАТОЛОГИЧЕСКОГО ПРОЦЕССА ПЛЕЧЕВОГО СУСТАВА В КЛИНИЧЕСКИХ УСЛОВИЯХ Колесов С.Н., Муравина Н.Л., Копылов А.Ю., Орлов И.Я., Никифоров И.А. INFRARED PYROMETRY TO PATHOLOGICAL PROCESS DIAGNOSTIC OF THE SHOULDER-JOINT IN HOSPITAL ENVIRONMENT Kolesov S.N., Muravina N.L., Kopylov A.Yu., Orlov I.Ya., Nikiforov I.A.	236
РОЛЬ МОДЕЛИРОВАНИЯ В ИЗУЧЕНИИ СТРУКТУРНО-ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ВЗАИМОСВЯЗЕЙ КОСТНОЙ ТКАНИ КАК КОМПОЗИТА Матвейчук И.В., Розанов В.В., Литвинов Ю.Ю., Шутеев С.А. THE ROLE OF MODELLING IN THE STUDY OF STRUCTURE-FUNCTION RELATIONSHIPS OF BONE TISSUE AS COMPOSITE Matveychuk I.V., Rozanov V.V., Litvinov Yu.Yu, Shuteev S.A.	239
ВЕРТИКАЛИЗАТОРЫ И СМЕЖНЫЕ УСТРОЙСТВА: АНАЛИЗ СУЩЕСТВУЮЩЕЙ ФУНКЦИОНАЛЬНОСТИ И ВОЗМОЖНОСТЕЙ ЕЁ РАСШИРЕНИЯ Брумштейн Ю.М., Ибрагимов Р.Р., Юлушев Б.-А.Г., Водопьянов А.Е. VERTICALIZERS AND ACCESSORY DEVICES: THE ANALYSIS OF EXISTING FUNCTIONALITY AND ENHANCEMENT CAPABILITY Brumshstein U.M., Ibragimov R.R., Yulushev B.-A.G., Vodop'yanov A.E.	240
НОРМАЛИЗАЦИЯ МЫШЕЧНОГО ТОНУСА У ДЕТЕЙ СО СТЕРТОЙ ФОРМОЙ ДИЗАРТРИИ ПОСРЕДСТВОМ НЕТРАДИЦИОННЫХ МЕТОДОВ ТЕРАПИИ Савельева Н.Г., NORMALIZATION OF MUSCLE TONE IN CHILDREN WITH ERASED FORM	

DIZARTRIA THROUGH NONTRADITIONAL METHODS OF TREATMENT N. Savelieva, Vladimir state University. Alexander G. and Nicholas G. Stretovych (VLSU).....	245
ОСОБЕННОСТИ И НОВЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ ОРГАНИЗАЦИИ ТРАВМАТОЛОГИЧЕСКОЙ ПОМОЩИ В БОЛЬНИЦЕ СКОРОЙ МЕДИЦИНСКОЙ ПОМОЩИ Яскин Е.Г., Пермяков С.А., Буренков В.Н., Бойко И.П. FEATURES AND NEW DIRECTIONS OF ORGANIZATION OF TRAUMA CARE IN HOSPITAL EMERGENCY Yaskin E.G., Permyakov S.A. Burenkov V.N. Boyko I.P.	248
ОЦЕНКА ЛОКОМОТОРНОЙ АКТИВНОСТИ ЧЕЛОВЕКА С ПОЗИЦИЙ ТЕОРИИ ХАОСА И САМООРГАНИЗАЦИИ СЛОЖНЫХ СИСТЕМ С ПОМОЩЬЮ ТРЕХОСЕВЫХ ШАГОМЕРОВ Логинов С.И., Ветошников А.Ю., Кинтюхин А.С., Снигирев А.С. THREEAXIS PODEMETER EVALUATION OF HUMAN LOCOMOTOR ACTIVITY ACCORDING TO THE THEORY OF CHAOS AND SELF-ORGANIZATION COMPLEX SYSTEMS Loginov S.I., Vetoshnikov A.Yu., Kintuhin A.S., Snigirev A.S.	251
ОБ ИСПОЛЬЗОВАНИИ РЕШЕНИЯ ЗАДАЧИ ОПТИМАЛЬНОГО БЫСТРОДЕЙСТВИЯ ПРИ АНАЛИЗЕ РЕЗУЛЬТАТОВ СТАБИЛОМЕТРИЧЕСКОГО ТЕСТА СО СТУПЕНЧАТЫМ ВОЗДЕЙСТВИЕМ Кручинин П.А. THE OPTIMAL SPEED-OF-RESPONSE PROBLEM SOLUTION USE TO ANALYZE OF STABILOMETRIC TEST WITH THE STEP DISTURBANCE Kruchinin P.A.	255
ИССЛЕДОВАНИЕ НАДЁЖНОСТИ ОРТОПЕДИЧЕСКОГО АППАРАТА АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ОСТЕОСИНТЕЗА Мамаев И.М., Федотов О.В., Филимонов В.Н. STUDY THE RELIABILITY OF REHABILITATION DEVICE FOR AUTOMATED OSTEOSYNTHESIS Mamaev I.M., Fedotov O.V., Filimonov V.N.	259
ПАССИВНАЯ МЕХАНОТЕРАПИЯ КИСТЕЙ И ПАЛЬЦЕВ РУК: АНАЛИЗ ФУНКЦИОНАЛЬНОСТИ СУЩЕСТВУЮЩЕГО ОБОРУДОВАНИЯ И ВОЗМОЖНОСТЕЙ ЕЕ РАСШИРЕНИЯ Брумштейн Ю.М., Мухтарова Е.В., Аксенова Ю.Ю., Мазеев В.А. PASSIVE MECHANOTHERAPY OF HANDS AND FINGERS: THE ANALYSIS OF THE EXISTING EQUIPMENT FUNCTIONALITY AND ENHANCEMENT CAPABILITY Brumshtein U.M., Muhtarova E.V., Askenova U.U., Mazeev V.A.	262
АНАЛИЗ СОВРЕМЕННЫХ РАБОТ ПО CFD-ИССЛЕДОВАНИЯМ ГЕМОДИНАМИКИ ИСКУССТВЕННЫХ ОРГАНОВ Жданов А.В., Морозов В.В. ANALYSIS OF THE MODERN OPERATIONS OF CFD-RESEARCHES OF HEMODYNAMICS OF ARTIFICIAL ORGANS Zhdanov A.V., Morozov V.V.	265
ИССЛЕДОВАНИЕ ЖЕСТКОСТИ КОМПРЕССИОННО-ДИСТРАКЦИОННЫХ АППАРАТОВ С МИКРОПЕРЕМЕЩЕНИЯМИ Новикова Е.А., Мамаев И.М., Жданов А. В. RESEARCH OF RIGIDITY OF COMPRESSION-DISTRACTION DEVICES WITH MICROMOVING Novikova E.A., Mamaev I.M., Zhdanov A.V.	266
АНАЛИЗ КОНСТРУКЦИЙ И УСТРОЙСТВ ДЛЯ УПРАВЛЯЕМОЙ РЕГЕНЕРАЦИИ КОСТНОЙ ТКАНИ Мамаев И.М., Жданов А.В., Морозов В.В. THE ANALYSIS OF CONSTRUCTIONS AND DEVICES FOR CONTROLLED REGENERATION OF BONE FABRIC Mamaev I.M., Zhdanov A.V., Morozov V.V.	268

<p>ИСПОЛНИТЕЛЬНЫЕ МЕХАНИЗМЫ ПРИВОДОВ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ СИСТЕМ ОБХОДА ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА СЕРДЦА ПУЛЬСИРУЮЩЕГО ТИПА Шинаков И.В., Волкова И.В., Круглов А.В. ACTUATORS ACTUATORS INDIVIDUAL SYSTEMS BYPASS LEFT VENTRICLE THROBBING TYPE Shinakov I.V., Volkova I.V., Kruglov A.V.</p>	<p>270</p>
<p>МОДЕЛИРОВАНИЕ УПРАВЛЯЮЩИХ ВОЗДЕЙСТВИЙ ДЛЯ МЕХАТРОННОГО МОДУЛЯ СИСТЕМЫ ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ Жданов А.В., Штых Д.В. SIMULATION OF MANAGING DIRECTORS OF INFLUENCES FOR MECHATRONIC UNIT OF AUXILIARY BLOOD CIRCULATION Zhdanov A.V., Shtyh D.V.</p>	<p>272</p>
<p>РОЛЬ РАЗВИТИЯ НЕЙРОНОВ И ОБЩЕЙ ПЛАСТИЧНОСТИ В ВОССТАНОВЛЕНИИ МОТОРНОЙ ФУНКЦИИ ПОСЛЕ ПОВРЕЖДЕНИЯ СПИННОГО МОЗГА Моника А. Горассини ROLE OF NEURONAL GROWTH AND GENERAL PLASTICITY IN THE RECOVERY OF MOTOR FUNCTION AFTER SPINAL CORD INJURY Monica A. Gorassini.....</p>	<p>274</p>
<p>БИОМЕХАНИКА В ОРТОДОНТИИ И РЕКОНСТРУКЦИИ ГОЛОВЫ М. Гари Фолкнер, Ph.D. BIOMECHANICS FOR ORTHODONTICS AND HEAD RECONSTRUCTION M. Gary Faulkner, Ph.D.</p>	<p>275</p>
<p>СОВРЕМЕННАЯ ХИРУРГИЮ ЗАМЕЩАЮЩАЯ ТЕРАПИЯ БОТУЛОТОКСИНОМ ТИПА А В РАННЕЙ РЕАБИЛИТАЦИИ БОЛЬНЫХ С ПАРЕЗОМ ЭРБА Филатова Н.Б., Чочиев Г.М., Королькова О.И., Дорогоцева Э.А., Малахов Н.Б., Малахова М.Н. MODERN SURGERY REPLACEMENT THERAPY WITH BOTULIN TOXIN TYPE A IN EARLY REHABILITATION OF PATIENTS WITH ERB PARESIS Filatova N.B., Chochiev G.M., Korol'kov O.I., Dorogovtseva E.A., Malahov N.B., Malahova M.N.....</p>	<p>276</p>
<p>12-ЛЕТНИЙ ОПЫТ ЛЕЧЕНИЯ ВРОЖДЁННОЙ КОСОЛАПОСТИ ПО МЕТОДУ ПОНСЕТИ Чочиев Г.М., Ганькин И.А., Королькова О.И., Малахов Н.Б., Малахова М.Н. 12 YEARS EXPERIENCE IN CURING CONGENITAL CLUBFOOT BY PONSETTI METHOD Chochiev G.M., Gan'kin I.A., Korol'kov O.I., Malahov N.B., Malahova M.N.....</p>	<p>277</p>
<p>ЭХОГРАФИЯ РЕЦИДИВИРУЮЩЕЙ КИСТЫ БЕКЕРА Малахов Н.Б., Чочиев Г.М., Филатова Н.Б., Королькова О.И., Малахова М.Н. ECHOGRAPHY OF RECIDIVATING BEKER CYST Malahov N.B., Chochiev G.M., Filatova N.B., Korol'kov O.I., Malahova M.N.....</p>	<p>278</p>
<p>МИНИИНВАЗИВНЫЙ ОСТЕОСИНТЕЗ (МИРО) В ЛЕЧЕНИИ ПЕРЕЛОМОВ ДЛИННЫХ ТРУБЧАТЫХ КОСТЕЙ Чочиев Г.М., Кукин И.А., Малахов Н.Б., Малахова М.Н. MINI-INVASIVE OSTEOSYNTHESIS (MIPO) IN THERAPY OF LONG BONE FRACTURES Chochiev G.M., Kukin I.A., Malahov N.B., Malahova M.N.</p>	<p>279</p>
<p>КОРРЕКЦИЯ ФРОНТАЛЬНЫХ ДЕФОРМАЦИЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ У ДЕТЕЙ МЕТОДОМ ГЕМИЭПИФИЗИОДЕЗА (ПЕРВЫЙ ОПЫТ В РОССИИ) Чочиев Г.М., Малахов Н.Б., Малахова М.Н. CORRECTION OF LOWER EXTREMITIES FRONTAL DEFORMATIONS IN CHILDREN USING THE METHOD OF HEMIEPIPHYSIODESIS (THE FIRST EXPERIENCE IN RUSSIA) Chochiev G.M., Malahov N.B., Malahova M.N.</p>	<p>280</p>

СЕКЦИЯ 4 ♦ SECTION 4

НОВЫЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ

NEW INFORMATION TECHNOLOGIES IN MEDICINE AND ECOLOGY

МНОГОАГЕНТНАЯ СИСТЕМА ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ ПОДДЕРЖКИ АНАЛИЗА И КЛАССИФИКАЦИИ ФЛЮОРОГРАММ ДЛЯ СКРИНИНГОВОЙ ДИАГНОСТИКИ ЛЕГОЧНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ

Дюдун М.В., Филист С.А., Черников К.Р.

MULTIAGENT SYSTEM OF INTELLECTUAL SUPPORT OF THE ANALYSIS AND CLASSIFICATION FLUOROGRAMM FOR SCREENING DIAGNOSTICS OF PULMONARY DISEASES

Dyudin M.V., Filist S. A., Chernikov K.R. 281

МОРФОЛОГИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ СИГНАЛА ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

Федотов А.А., Акулова А.С.

MORPHOLOGICAL ANALYSIS OF PULSE WAVE SIGNAL

A.A. Fedotov, A.S. Akulova..... 285

МЕТОДИКА ДЕТЕКТИРОВАНИЯ R-ЗУБЦА ЭКГ СИГНАЛА НА ОСНОВЕ ПОЛОСОВОЙ ФИЛЬТРАЦИИ И ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ГИЛБЕРТА

Федотов А.А., Акулова А.С.

THE METHOD OF DETECTING R-WAVE OF ECG SIGNAL BASED ON BANDPASS FILTERING AND THE HILBERT TRANSFORM

A.A. Fedotov, A.S. Akulova..... 289

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА АНАЛИЗА ВОЛЬТАМПЕРНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК БИОАКТИВНЫХ ТОЧЕК НА ОСНОВЕ МОДУЛЯ L-CARD E20-10

Суржикова С.Е., Богданов А.С., Шаталова О.В.

AUTOMATED SYSTEM FOR ANALYSIS OF CURRENT VOLTAGE RELATIONSHIP OF BIOACTIVE POINTS BASED ON L-CARD E20-10 MODULE

Surzhikova S.E., Filist S.A., Shatalova O.V. 292

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА СИНГУЛЯРНОГО АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ

Яа Зар До, Жилин В.В., Руденко В.В.

THE AUTOMATED SYSTEM OF THE SINGULAR ANALYSIS OF ELECTROCARDIOSIGNALS

Ya Zar Doe, Zhilin V.V., Rudenko V.V. 295

ВИРТУАЛЬНАЯ СИСТЕМА АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ОПРЕДЕЛЕНИЯ СЛУХОВОЙ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА

Пуртов К.С., Бабич М.В., Бродовский В.Б., Кубланов В.С., Черных О.А.

VIRTUAL STAND TO AUTOMATIC FINDING OF HUMAN HEARING SENSIBILITY

Purtov K.S., Babich M.V., Brodovskiy V.B., Kublanov V.S., Chernyh O.A..... 299

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ МЕДИЦИНЫ

Лищук В.А., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Шевченко В.Г. Маковеев С.Н.

INTELLECTUAL PROVIDING MEDICINE

Lishchuk V.A. Gazizova D. Sh., Sazykina L.V. Shevchenko V. G. Makoveev S. N..... 302

О РАЗРЕШЕНИИ 3D-ТОМОГРАММ ОБЪЕКТОВ ВРАЩЕНИЯ С ФИКСИРОВАННЫМ УГЛОМ НАКЛОНЕНИЯ ПРИ РЕКОНСТРУКЦИИ ПО ОДНОМЕРНЫМ ПРОЕКЦИЯМ

Агафонов М.И., Сидоров М.Ю.

CONCERNING 3D-TOMOGRAM RESOLUTION OF ROTATING OBJECTS WITH FIXED INCLINATION ANGLE BY THE RECONSTRUCTION FROM 1D-PROJECTIONS

M.I.Agafonov, M.Yu.Sidorov..... 305

АНАЛИЗ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА В LABVIEW

Литвин А. В., Мороз К.А.

ANALYSIS OF HEART RATE VARIABILITY IN LABVIEW Linvin A.V., Moroz K.A.	309
ИНТЕГРАЦИЯ МЕДИЦИНСКИХ ПРОТОКОЛОВ, РЕКОМЕНДАЦИЙ, СТАНДАРТОВ, ПОСОБИЙ, КОНТРОЛИРУЮЩЕЙ И ИСПОЛНИТЕЛЬНОЙ ТЕХНИКИ, ИМИС, А ТАКЖЕ ВРАЧЕБНОГО ИСКУССТВА В МЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ Лищук В.А., Ступаков И.Н., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Юрлов И.А. INTEGRATION OF MEDICAL PROTOCOLS, STANDARDS, THE GRANTS CONTROLLING AND EXECUTIVE EQUIPMENT, INTELLECTUAL MEDICAL INFORMATION SYSTEMS, AND IATROTECHNICS INTO MEDICAL TECHNOLOGIES Lishchuk V.A., Stupakov I.N., Gazizova D. Sh., Sazykina L.V., Yurlov I.A.....	313
АНАЛИЗ СОБСТВЕННЫХ ВЕКТОРОВ КОВАРИАЦИОННЫХ МАТРИЦ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ НА БАЗЕ ВЫЧИСЛИТЕЛЬНОГО КОМПЛЕКСА «МОНОКУБ-РС» Исакевич Д. В. ECG COVARIANCE MATRIX EIGENVECTOR ANALYSIS USING MONOCUBE-PC COMPUTING SYSTEM Issakevich Daniel Valerievich.....	316
РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ИМПЕДАНСА БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ ПРИ ЭЛЕКТРОРЕЗЕКЦИИ Карпухин В.А, Коваленко А.А ALGORITHM DESIGN OF ELECTRICAL BIOIMPEDANCE MEASUREMENTS DURING ELECTRORESECTION Karpuhin V. A., Kovalenko A.A.....	319
МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ ОПТИМАЛЬНЫХ ПАРАМЕТРОВ ФИЛЬТРА ИСПРАВЛЕНИЯ НЕРАВНОМЕРНОСТИ ОСВЕЩЕНИЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ РОТОВОЙ ПОЛОСТИ Кравцова Т.А., Колпаков А.В., Штадельманн Ж.В., Спиридонов И.Н. METHOD OF OPTIMAL PARAMETERS ASSESSMENT OF AN UNSHADOWING FILTER FOR MOUTH CAVITY IMAGES T.A. Kravtsova, A.V. Kolpakov, J.V. Stadelmann, I.N. Spiridonov.....	323
ПРОБЛЕМЫ ОБРАБОТКИ И АНАЛИЗА ГРАФИЧЕСКИХ РЕАЛИЗАЦИЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ. Кузнецов А.А., Гуменный В.Г., Пермьяков С.А. PROBLEMS OF PROCESSING AND THE ANALYSIS OF ELECTRICARDIOSIGNALS GRAPHIC REALIZATIONS A. A. Kuznetsov, V.G. Gumennyj, S.A. Permjakov.....	326
АРМ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ ЛОР-ЗАБОЛЕВАНИЙ МЕДИЦИНСКОЙ ИНТЕГРИРОВАННОЙ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ИНФОРМАЦИОННОЙ ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ Проскуряков А.В., Самойленко А.П. AUTOMATED WORKSTATION FOR DECISION MAKING SUPPORT TO DIAGNOSE ENT DISEASE A. Proskuryakov, A. Samoyl'enko.....	330
АВТОМАТИЗАЦИЯ ОТБРАКОВКИ НЕТИПИЧНЫХ КАРДИОЦИКЛОВ Афшар Э., Жихарева Г.В., Крамм М.Н. AUTOMATED REJECTION OF ATYPICAL CARDIAC CYCLES Afshar E., Zhikhareva G.V., Kramm M.N.....	334
ВЫДЕЛЕНИЕ ОБЪЕКТОВ НА ФОНЕ ЦВЕТНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ НА ОСНОВЕ АЛГОРИТМА ОТСУ Шишко Д. Н., Ассанович Б. А. OBJECT DETECTION ON THE COLOR IMAGE BACKGROUND WITH THE USE OF OTSU ALGORITHM D. N. Shyshko, B. A. Assanovich.....	338
ЗАЩИТА ОТ ИСКАЖЕНИЙ ЦВЗ 3-ГО ПОКОЛЕНИЯ В ОБЛАСТИ ДПФ ПРИ	

ПОМОЩИ КОДОВ ВАРШАМОВА-ТЕНЕНГОЛЬЦА Ассанович Б.А., Гаврилова И.Л., Карачарская М.Л. NOISE COMBAT IN 3-D GENERATION WATERMARKING IN DFT DOMAIN WITH VARSHAMOV-TENENGOL'TS CODES Assanovich B. A., Gavrilova I. L., Karacharskaya M. L.	340
О СОВМЕСТНОЙ ОБРАБОТКЕ ПОКАЗАНИЙ ИНЕРЦИАЛЬНОГО БЛОКА И СИСТЕМЫ ВИДЕОАНАЛИЗА Бобылев А.Н., Кручинин П.А., Чертополохов В.А. ON INERTIAL MEASUREMENT UNIT AND MOTION CAPTURE SYSTEM INDICATIONS INTEGRATION Bobylev A.N., Kruchinin P.A., Chertopolokhov V.A.	344
КЛАССИФИКАЦИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ СЕРДЦА МЕТОДАМИ ДИСКРИМИНАНТНОГО АНАЛИЗА Садыков С. С., Белякова А. С. CLASSIFICATION OF DISEASES OF HEART BY METHODS OF THE DISCRIMINANT ANALYSIS Sadykov S.S., Belyakova A.S.	347
ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ДЛЯ АНАЛИЗА ВИДЕОФАЙЛОВ В ИССЛЕДОВАНИИ СЕНСОРНОЙ ИНТЕГРАЦИИ ЧЕЛОВЕКА Брагинский М.Я., Бурькин Ю.Г., Логинов С.И., Солодилов Р.О. SOFTWARE FOR ANALYSIS OF VIDEO-FILES IN RESEARCH OF HUMAN'S SENSORY INTEGRATION M.Y. Braginsky, Y.G. Burikin, S.I. Loginov, R.O. Solodilov	350
АДАПТИВНАЯ СЕГМЕНТАЦИЯ ОБЪЕКТОВ ИЗОБРАЖЕНИЯ С ПОМОЩЬЮ КЛЕТОЧНЫХ АВТОМАТОВ Трапезников И.Н., Антипов В.А., Коковкина В.А. ADAPTIVE IMAGE OBJECT SEGMENTATION USING CELLULAR AUTOMATON Trapeznikov I. N., Antipov V. A., Kokovkina V. A.	351
ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС АВТОМАТИЗИРОВАННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ ПРОСТРАНСТВЕННОЙ ОРГАНИЗАЦИИ КЛЕТОК КОРЫ ГОЛОВНОГО МОЗГА ЧЕЛОВЕКА ПО ГИСТОЛОГИЧЕСКИМ ИЗОБРАЖЕНИЯМ Артюхова О.А., Холмова М.А., Самородов А.В. SOFTWARE COMPLEX FOR SPATIAL ORGANIZATION OF BRAIN CORTEX CELLS AUTOMATED RESEARCHES BY HISTOLOGICAL IMAGES Artyukhova O.A., Kholmova M.A. Samorodov A.V.	353
ИНТЕРКВАНТИЛЬНЫЙ СИНХРОННЫЙ АНАЛИЗ ЭКГ Гуменный В. Г., Кузнецов А. А., Исакевич В. В. INTERQUINTILE SYNCHRONOUS ECG ANALYSIS V. G. Gumennyu, A. A. Kuznetsov, V. V. Isakevich.....	356
РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА КОЛИЧЕСТВЕННОЙ ОЦЕНКИ ГОРМОНАЛЬНОГО СТАТУСА РАКА МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ ПО ИЗОБРАЖЕНИЯМ ИММУНОЦИТОХИМИЧЕСКИХ ПРЕПАРАТОВ Клименко Н.С., Добролюбова Д.А., Славнова Е.Н., Самородов А.В. ELABORATION OF THE ALGORITHM FOR BREAST CANCER HORMONAL STATUS QUANTITATIVE ASSESSMENT ALGORITHM USING IMMUNOCYTOCHEMICAL SPECIMEN IMAGES Klimenko N.S., Dobrolyubova D.A., Slavnova E.N., Samorodov A.V.	358
EFFECT OF USING SPARSE ADAPTIVE FILTERS IN ECHO CANCELLATION FOR HEARING AIDS Vu Van Son, Nguyen Tri Tue, Nguyen Thi Hoai Thu РЕЗУЛЬТАТ ПРИМЕНЕНИЯ РАЗРЕЖЕННЫХ АДАПТИВНЫХ ФИЛЬТРОВ ДЛЯ ПОДАВЛЕНИЯ ЭХО-СИГНАЛОВ В СЛУХОВЫХ АППАРАТАХ Vu Van Son, Nguyen Tri Tue, Nguyen Thi Hoai Thu.....	361
АКТУАЛЬНОСТЬ, ПРОБЛЕМЫ И ПЕРСПЕКТИВЫ РАЗРАБОТКИ СРЕДСТВ	

ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ И СЕГМЕНТАЦИИ ПАТОЛОГИЧЕСКИХ ОЧАГОВ ДЕМЬЕЛИНИЗАЦИИ ВЕЩЕСТВА ГОЛОВНОГО МОЗГА НА МРТ СНИМКАХ Спажакин Ю. Г., Аль-Кавати А. А., Хамид М. А. RELEVANCE, PROBLEMS AND PROSPECTS OF DEVELOPMENT OF MEANS OF DIGITAL PROCESSING AND SEGMENTATION OF DEMYELIZATION PATHOLOGICAL CENTERS OF A BRAIN SUBSTANCE IN MAGNETIC-RESONANCE IMAGING U. G. Spazhakin, A.A. Al-Kawati, M.A. Hamid.....	365
О СТАТИСТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИКАХ ПАРАМЕТРОВ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ У СПОРТСМЕНОВ РАЗЛИЧНЫХ ВИДОВ СПОРТА Евсеева Г.В., Каторгина Г.И. Бойко И.П. ABOUT STATISTIC FEATURES OF MICROCIRCULATION PARAMETERS IN ATHLETS OF VARIOUS SPORTS Evseeva G.V., Katorgina G.I. Boyko I.P.	370
АППАРАТ МАТЕМАТИЧЕСКОЙ ЛОГИКИ В ЗАДАЧАХ МЕДИЦИНСКОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ Фролова Т.Н. APPARATUS OF MATHEMATICAL LOGIC FOR PURPOSES OF MEDICAL ACTIVITY Frolova T.N.	373
ПРИМЕНЕНИЕ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ РАДОНА ДЛЯ ИЗВЛЕЧЕНИЯ ПРИЗНАКОВ ИЗ МРТ ИЗОБРАЖЕНИЙ МОЗГА С ОПУХОЛЕВЫМИ ОБРАЗОВАНИЯМИ Абдулракеб А.Р., Сушкова Л.Т. APPLICATION OF RADON TRANSFORM FOR FEATURE EXTRACTION FROM MRI IMAGES OF BRAIN TUMOR A.R. Abdulraqeb, L.T. Sushkova.....	374
СИСТЕМА МЕТОДОВ И СРЕДСТВ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОГО АНАЛИЗА КАРДИОСИГНАЛОВ Исаков Р. В. SYSTEM OF METHODS AND MEANS OF CARDIO SIGNALS INTELLECTUAL ANALYSIS Isakov R.V.	376
ОБЗОР ОСНОВНЫХ МЕТОДОВ ОБНАРУЖЕНИЯ АРТЕФАКТОВ В БИОМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛАХ Аль-Хайдри В.А., Исаков Р.В., Сушкова Л.Т. OVERVIEW OF PRIMARY METHOD OF DETECTING ARTIFACTS IN BIOMEDICAL SIGNALS Al-Haidary W.A., Isakov R.V., Sushkova L.T.	379
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ОБЪЕДИНЕННОГО АЛГОРИТМА ОБРАБОТКИ ПАРАЛЛЕЛЬНЫХ СИГНАЛОВ ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ ПОМЕХОУСТОЙЧИВОСТИ ПЕРЕДАЧИ БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ Полушин П.А., Гомес Ж.Л., Леммле Д.В. USE OF PARALLEL SIGNALS UNITED PROCESSING ALGORITHM FOR INCREASING OF INFLUENCE IMMUNITY OF BIOMEDICAL TELECOMMUNICATION. Polushin P.A., Gomez J.L., D.V. Lemmle.....	383
АЛГОРИТМ ДИСТАНЦИОННОЙ МЕДИЦИНЫ ЧЕРЕЗ СПУТНИК АНГОСАТ Самойлов А. Г., Жоау А. ALGORITHM TELEMEDICINE VIA SATELLITE ANGOSAT Samoilov A.G., João A.	384
МЕТОД ОБНАРУЖЕНИЯ ХАРАКТЕРНЫХ ТОЧЕК НА ЭКГ Гуменный В. Г., Кузнецов А. А. METHOD FOR THE DETECTION OF ECG CHARACTERISTIC POINTS V. G. Gumennyu, A. A. Kuznetsov.....	387
МЕТОДИКА ОЦЕНКИ ГОТОВНОСТИ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ БИЗНЕС-ПРОЦЕССАМИ К ИНФОРМАТИЗАЦИИ	

Костров А.В., Жданович О.А. THE ESTIMATE METHODICS OF BUSINESS PROCESS MANAGEMENT SYSTEM READINESS TO INFORMATIZATION Kostrov A.V., Zhdanovich O.A.	390
ПРИМЕНЕНИЕ СГЛАЖИВАЮЩИХ ОКОН ДЛЯ УМЕНЬШЕНИЯ МЕТОДИЧЕСКОЙ ПОГРЕШНОСТИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СРЕДНЕКВАДРАТИЧЕСКОГО ЗНАЧЕНИЯ ГАРМОНИЧЕСКОГО СИГНАЛА НА ОГРАНИЧЕННОМ ИНТЕРВАЛЕ ВРЕМЕНИ Руфов А.А., Поздняков А.Д. USING WINDOW FUNCTION FOR REDUCE THE METHODICAL ERROR RMS VALUE OF THE HARMONIC SIGNAL Rufov A.A., Pozdyakov A.D.	394
ПРИМЕНЕНИЕ АДАПТИВНЫХ ФИЛЬТРОВ ДЛЯ АНАЛИЗА СИГНАЛОВ Савенкова В.В., Калыгина Л.А. APPLICATION OF ADAPTIVE FILTERS FOR SIGNAL ANALYSE Savenkova V.V., Kalygina L.A.	399
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ НОВЕЙШИХ СИСТЕМ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ПРОЕКТИРОВАНИЯ В ОБЛАСТИ БИМЕДИЦИНСКОЙ ИНЖЕНЕРИИ И СИСТЕМ ОБРАБОТКИ ДАННЫХ Веденеев Н.А., Татмышевский К.В. USING LATEST COMPUTER-AIDED DESIGN IN THE FIELD OF BIOMEDICAL ENGINEERING AND DATA PROCESSING SYSTEMS Vedeneev N.A., Tatmyshevsky K.V.	401
СТРУКТУРНО-ЧАСТОТНЫЙ АНАЛИЗ РИТМА СЕРДЦА БОЛЬНЫХ ЛЮДЕЙ Кузнецов А.А., Пермяков С.А. STRUCTURAL - FREQUENCY THE ANALYSIS OF ILL PEOPLE HEART RHYTHM A.A. Kuznetsov, S.A. Permjakov.....	403

КНИГА II ♦ BOOK II**СЕКЦИЯ 5 ♦ SECTION 5****НАУЧНАЯ МОЛОДЕЖНАЯ ШКОЛА
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЕ БИОМЕТРИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ И ТЕХНОЛОГИИ****SCIENTIFIC YOUTH SCHOOL
SMART BIOMETRIC SYSTEMS AND TECHNOLOGIES**

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ОПРЕДЕЛЕНИЯ НАПРАВЛЕНИЯ ВЗГЛЯДА Латышева Е.Ю., Пилипенко М.Н. ALGORITHM FOR GAZE DETECTION SYSTEM Latysheva E.Yu., Pilipenko M.N.	33
ПОДХОДЫ К АВТОМАТИЗИРОВАННОМУ ОПРЕДЕЛЕНИЮ СКЛОННОСТИ ЧЕЛОВЕКА К ПРОТИВОПРАВНЫМ ДЕЙСТВИЯМ ПО МИМИЧЕСКИМ ПРОЯВЛЕНИЯМ Бойко А.А. APPROACHES TOWARDS COMPUTER-ASSISTED IDENTIFICATION OF SOCIOPATHY USING MIMIC FEATURES Boiko A.A.	36
ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ АЛГОРИТМА РАСПОЗНАВАНИЯ РУКОПИСНОЙ ПОДПИСИ НА ОСНОВЕ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ РАДОНА Королёв А.И., Жирков В.Ф. THE PERFORMANCE EVALUATION OF HANDWRITING SIGN VERIFICATION BASED ON RADON TRANSFORMATION Korolev A.I., Jirkov V.F.	39
ОЦЕНКА ВЕРОЯТНОСТИ ЛОЖНОГО СРАБАТЫВАНИЯ СИСТЕМЫ РАСПОЗНАВАНИЯ ГОЛОСОВЫХ КОМАНД Рагузин П.С., Левин Е.К. ASSESSMENT OF PROBABILITY OF FALSE OPERATION OF SYSTEM OF RECOGNITION OF VOICE COMMANDS Raguzin P. S., Levin E.K.	43
СИСТЕМА СЛЕЖЕНИЯ ЗА ЗРАЧКОМ ГЛАЗА ЧЕЛОВЕКА Лебедев И.М., Тюкин А.Л., Приоров А.Л. EYE TRACKING SYSTEM Lebedev I.M., Tyukin A.L., Priorov A.L.	46
ОСОБЕННОСТИ ВЫБОРА ОПТИЧЕСКИХ СИСТЕМ ПРИ РАЗРАБОТКЕ БИОМЕТРИЧЕСКИХ СИСТЕМ РАСПОЗНАВАНИЯ ЛИЧНОСТИ ПО 2D ИЗОБРАЖЕНИЮ ЛИЦА Неверова Е.С., Мамаев В.Ю., Спиридонов И.Н. SELECTION FEATURES OF OPTICS FOR BIOMETRIC FACE RECOGNITION SYSTEMS Neverova E.S., Mamaev V.Yu., Spiridonov I.N.	49
ПОСТРОЕНИЕ СИСТЕМЫ РАСПОЗНАВАНИЯ ОБРАЗОВ НА БАЗЕ ДЕСКРИПТОРОВ И ПРЕДВАРИТЕЛЬНОГО ОБУЧЕНИЯ Семин Л.А., Голубев А.С., Звягин М.Ю. CONSTRUCTION OF RECOGNITION SYSTEM BASED ON DESCRIPTORS AND PRIOR TRAINING Semin L.A., Golubev A.S., Zvyagin M.Y.	50
ПРИМЕНЕНИЕ МУЛЬТИАГЕНТНОГО ПОДХОДА В СИСТЕМАХ ОБЕСПЕЧЕНИЯ БЕЗОПАСНОСТИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ БИОМЕТРИИ Черненький В.М., Мавзютов А.А. APPLICATION OF MULTIAGENT APPROACH IN SYSTEMS OF SAFETY PREVENTION	

USING BIOMETRICS Chernenkiy V.M., Mavzyutov A.A.	54
АНАЛИЗ ЭФФЕКТИВНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ РАЗЛИЧНЫХ ПРОГРАММНО-АППАРАТНЫХ РЕШЕНИЙ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ДИНАМИКИ ВЫПОЛНЕНИЯ ПОДПИСИ ЧЕЛОВЕКОМ Брумштейн Ю.М., Харитонов Д.В., Иванова М.В. EFFECTIVITY ANALYSIS OF USING OF DIFFERENT SOFTWARE-HARDWARE SOLUTIONS FOR INVESTIGATION OF THE HUMAN SIGNATURE DYNAMICS Brumshtein Y.M., Kharitonov Y.M., Ivanova M.V.	56
USING NEURAL NETWORKS IN THE SPEECH RECOGNITION FOR MEDICAL EQUIPMENT CONTROL Vu Van Son, Nguyen Thi Thuy ИСПОЛЬЗОВАНИЕ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ В ЗАДАЧАХ РАСПОЗНОВАНИЯ РЕЧИ ПРИ УПРАВЛЕНИИ МЕДИЦИНСКИМ ОБОРУДОВАНИЕМ Бу Ван Сон, Нгуйен Ти Туй	60
АЛГОРИТМ ОПИСАНИЯ ПРОСОДИЧЕСКИХ ПРИЗНАКОВ И ЕГО ПРИМЕНЕНИЕ Бессонов М.А. ALGORITHM OF PROSODIC FEATURE DESCRIPTION AND ITS APPLICATION Bessonov M.A.	63
ИЗМЕРЕНИЕ ЧАСТОТЫ АРТЕРИАЛЬНОГО ПУЛЬСА ПРИ ПОМОЩИ ВЕБ КАМЕРЫ Таранов А.А., Спиридонов И.Н. ARTERIAL PULSE MEASUREMENTS BY MEANS OF A WEB CAM Taranov A.A., Spiridonov I.N.	66

СЕКЦИЯ 6 ♦ SECTION 6

БИОТЕХНИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ АППАРАТЫ, СИСТЕМЫ, КОМПЛЕКСЫ

BIOTECHNICAL AND MEDICAL APPARATUS, SYSTEMS, COMPLEXES

ИНФОРМАЦИОННЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ КОНТРОЛЯ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ФУНКЦИЙ ЧЕЛОВЕКА ВО ВРЕМЯ ПОВСЕДНЕВНОГО НОЧНОГО СНА Юматов Е. А. , Перцов С. С. , Дудник Е. Н. , Крамм М.Н. , Стрелков Н. О. INFORMATION COMPLEX FOR CONTROL OF PHYSIOLOGICAL FUNCTIONS OF THE PERSON DURING THE DAILY NIGHT SLEEP Yumatov E. A. , Pertsov S. S. , Dudnik E. N. , Kramm M. N. , Strelkov N. O.	70
ЭЛЕКТРОПРОВОДЯЩИЕ ПЛЕНКИ С УГЛЕРОДНЫМИ НАНОТРУБКАМИ В МЕДИЦИНСКИХ ПРИЛОЖЕНИЯХ Ичкитидзе Л.П., Селищев С.В., Благов Е.В., Павлов А.А., Галперин В.А., Шаман Ю.П., Кицок Е.П. ELECTROCONDUCTIVITE FILMS WITH CARBON NANOTIUBS IN MEDICAL APPLICATION Ichkitidze L.P., Selishchev S.V., Blagov E.V., Pavlov A.A., Galperin V.A., Shaman Yu.P.	74
СВЕТОДИОДНЫЙ ОСВЕТИТЕЛЬ ДЛЯ МИКРОФОТОМЕТРИИ КЛЕТОК Хохлов А.А., Шугайло В.В., Кононенко В.В., Колесников С.С. LED-BASED ILLUMINATOR FOR CELL MICROPHOTOMETRY A. A. Khokhlov, V.V. Shugaylo, V.V. Kononenko, S.S. Kolesnikov.....	76
АППАРАТУРА ДЛЯ ПЕРИТОНЕАЛЬНОГО ДИАЛИЗА С РЕГЕНЕРАЦИЕЙ Базаев Н.А., Гринвальд В.М., Путря Б.М., Селищев С.В. APPARATUS FOR PERITONEAL DIALYSIS WITH DIALYSATE REGENERATION SYSTEM Bazaev N., Grinvald V.M, Putrya B.M., Selishchev S.V.	78
УСТАНОВКА ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ КРОВИ ULT-5 НА ОСНОВЕ	

ПРОГРАММИРУЕМОЙ СИСТЕМЫ НА КРИСТАЛЛЕ Урлапов О.В., Черторийский А.А., Шорин А.А. UNIT ULT-5 FOR LASER BLOOD THERAPY WITH PROGRAMMABLE SYSTEM-ON-CHIP Urlapov O.V., Chertoriiski A.A., Shorin A.A.	80
ОБОБЩЕННАЯ СТРУКТУРА КОНТУРА САМОДИАГНОСТИКИ В ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫХ ТРЕНАЖЕРАХ ДЫХАТЕЛЬНОЙ МУСКУЛАТУРЫ Ивахно Н.В. GENERALIZED STRUCTURE CIRCUIT DIAGNOSIS IN INTELLIGENCE TRAINER RESPIRATORY MUSCLES Ivakhno N.V.	82
БИОТЕХНИЧЕСКИЙ СКАНЕР ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КОЛИЧЕСТВА СОДЕРЖАНИЯ СВОБОДНОЙ ВОДЫ В БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ Смолин В.А. BIOTECHNICAL SCANNER TO DETERMINE THE AMOUNT OF CONTENT OF FREE WATER IN BIOLOGICAL TISSUE Smolin V.A.	85
МИКРОМАШИННЫЕ МИКРОПОТОЧНЫЕ КИБЕРНЕТИЧЕСКИЕ ПЛАТФОРМЫ ДЛЯ КУЛЬТИВИРОВАНИЯ САМОРАЗВИВАЮЩИХСЯ И ФУНКЦИОНИРУЮЩИХ ЭНДОТЕЛИАЛЬНЫХ КАПИЛЛЯРНЫХ СЕТЕЙ IN VITRO: КОМПЬЮТЕРНОЕ ПРОЕКТИРОВАНИЕ И МОДЕЛИРОВАНИЕ В САПР И СКМ Найдёнов Е.В., Якименко И.В., Глотов В.А. MICROMACHINES MICROFLOW CYBERNETIC PLATFORM FOR CULTIVATION SELF-DEVELOPING AND OPERATES ENDOTHELIAL CAPILLARY NETWORKS IN VITRO: COMPUTER DESIGN AND MODELING IN CAD AND SYSTEM COMPUTER MATHEMATIC Naidyonov E.V., Yakimenko I.V., Glotov V.A.	88
ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОПТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК НЕЛИНЕЙНЫХ ОГРАНИЧИТЕЛЕЙ МЕТОДОМ Z-СКАНИРОВАНИЯ Антаков М.А., Родионова Е.В., Савельев М.С. INVESTIGATION OF SCATTERING LIMITERS OPTICAL PROPERTIES WITH Z-SCAN TECHNIQUE Antakov M.A., Rodionova E.V., Saveliev M.S.	92
АППАРАТНЫЕ КОМПЛЕКСЫ РЕАЛЬНОГО ВРЕМЕНИ ДЛЯ МОНИТОРИНГА ВЕГЕТАТИВНОГО СТАТУСА: ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ Степанова Е.Ю., Прыгунова Т.М., Радаева Т.М., Фомин Л.Б., Чижиков Д.А., Монахов А.А., Борисов В.И. REALTIME DEVICES OF MONITORING OF CONDITION OF AUTONOMIC NERVE SYSTEM: ASSESSMENT OF EFFICIENCY E.Yu.Stepanova, T.M.Prygunova, T.M.Radaeva, L.B.Fomin, D.A.Chizhikov, A.A.Monahov, V.I.Borisov.....	95
НУЛЕВОЙ РАДИОМЕТР ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ПРИЛОЖЕНИЙ Убайчин А.В., Филатов А.В. ZERO RADIOMETER FOR MEDICAL APPLICATION Ubaichin A.V., Filatov A.V.	98
НАНОЭМИТТЕР НА ОСНОВЕ УГЛЕРОДНЫХ НАНОТРУБОК Глухова О.Е., Фадеев А.А., Колесникова А.С., Слепченков М.М. NANO EMITTER BASED ON CARBON NANOTUBES Gluhova O.E., Fadeev A.A., Kolesnikova A.S., Slepchenkov M.M.....	101
БИОЛОГИЧЕСКИЕ ПРИПОИ ДЛЯ ЛАЗЕРНОЙ СВАРКИ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ Герасименко А.Ю., Ичкитидзе Л.П., Подгаецкий В.М., Селищев С.В. BIOLOGICAL SOLDER FOR LOSER WELDING OF BIOLOGICAL TISSUE Gerasimenko A.Y., Ichkitidze L.P., Podgaetsky V.M., Selishchev S.V.....	104

ОСОБЕННОСТИ ПРОЕКТИРОВАНИЯ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ МИКРОСКОПИИ ЦИТОЛОГИЧЕСКИХ ПРЕПАРАТОВ Самородов А.В. ASPECTS OF BIOTECHNICAL SYSTEMS FOR AUTOMATED MICROSCOPY OF CYTOLOGICAL PREPARATIONS DESIGN Samorodov A.V.	108
ПЕРСПЕКТИВНЫЕ ДАТЧИКИ МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ (≤ 10 пТл) В МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ Ичкитидзе Л.П., Преображенский Р.Ю., Гаврюшина М.Л. PROMISING MAGNETIC FIELDS (≤ 10 pT) SENSORS IN MEDICAL DIAGNOSTICS Ichkitidze L.P., Preobrazhensky R. Y., Gavrushina M.L.	111
АВТОМАТИЗАЦИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ КУЛЬТУР КЛЕТОК, ИНФИЦИРОВАННЫХ ХЛАМИДИЯМИ, ВО ФЛУОРЕСЦЕНТНОМ МИКРОСКОПЕ Артюхова О.А., Самородов А.В., Кост Е.А., Диденко Л.В., Зигангирова Н.А. AUTOMATION OF RESEARCH OF CELL CULTURES INFECTED WITH CHLAMYDIA USING FLUORESCENCE MICROSCOPE Artyukhova O.A., Samorodov A.V., Kost E.A., Didenko L.V., Zigangirova N.A.	113
АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ ПОИСК ФРАГМЕНТОВ ПАТОЛОГИЧЕСКИХ ИЗМЕНЕНИЙ ПО ИЗОБРАЖЕНИЯМ УЗИ И ТРУЗИ ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛѐЗЫ Бурмака А.А., Говорухина Т.Н., Разумова К.В., Серегин С.П. FRAGMENTS OF AUTOMATED SEARCH PATHOLOGICAL CHANGES PICTURE ULTRASOUND AND TRANSRECTAL ULTRASOUND PROSTATE Burmaka A.A., Govorukhina T.N., Razumova K.V., Seregin S.P.	117
ВЛИЯНИЕ УЗКОПОЛОСНОЙ ПОМЕХИ НА ХАРАКТЕРИСТИКИ ЦИФРОВЫХ СИГНАЛОВ С КОДИРОВАНИЕМ Полушин П.А., Синицин Д.В., Мартышевская Д.А. THE INFLUENCE OF NARROWBAND INTERFERENCE ON CHARACTERISTICS OF CODED DIGITAL SIGNALS Polushin P.A., Sinitin D.V., Martishevskaya D.A.	121
IN VIVO NUCLEAR MAGNETIC RESONANCE Peter S. Allen, Ph.D. ЯДЕРНО-МАГНИТНЫЙ РЕЗОНАНС IN VIVO Петер С. Аллен, Ph.D.	123
MAGNETIC RESONANCE IMAGING OF PERIPHERAL NERVE Richard E. Snyder, МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ПЕРИФЕРИЧЕСКОГО НЕРВА Ричард Е. Снайдер, Ph.D.	125
ДИАГНОСТИКА ВЫСОКОВОЛЬТНОГО ОБОРУДОВАНИЯ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ Шахнин В.А., Чебрякова Ю.С. DIAGNOSTICS OF HIGH-VOLTAGE MEDICAL EQUIPMENT Shakhnin V.A., Chebryakova U.S.	127
РАЗРАБОТКА ДВУХКООРДИНАТНОГО СКАНИРУЮЩЕГО СТОЛА НАНОМЕТРОВЫМ РАЗРЕШЕНИЕМ НА БАЗЕ УНИФИЦИРОВАННЫХ МОДУЛЕЙ Кириллов А.В., Федотов О.В., Филимонов В.Н. DEVELOPMENT OF XY SCANNING TABLE WITH NANOMETER REZOLUTION BASED ON STANDARDIZED MODULES Kirillov A.V., Fedotov O.V. (Ph.D., Filimonov V.N. (Ph.D)	130
BIOMATERIALS FOR TISSUE ENGINEERING Hasan Uludag, Ph.D. БИОМЕТАРИАЛЫ ДЛЯ ТКАНЕВОЙ ИНЖЕНЕРИИ Хасан Улудаг, Ph.D.	132
NANOTECHNOLOGY TO LIFE SCIENCES: DEVELOPMENT OF A BIOCHIP BY SELF-	

PROPELLED DROPLETS Daniel K Kwok, Ph.D. НАНОТЕХНОЛОГИ В НАУКАХ О ЖИВОЙ ПРИРОДЕ: РАЗРАБОТКА БИОЧИПА С САМОДВИЖУЩИМИСЯ КАПЕЛЯМИ Дэниел К Квок, Ph.D.....	134
BLOOD VESSEL IMAGING AT HIGH MAGNETIC FIELDS Alan H. Wilman, Ph.D. ТОМОГРАФИЯ КРОВЕНОСНЫХ СОСУДОВ В СИЛЬНЫХ МАГНИТНЫХ ПОЛЯХ Алан Х. Уильям, Ph.D.	136
АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ИЗМЕРИТЕЛЯ ЧАСТОТЫ СЕРДЕЧНЫХ СОКРАЩЕНИЙ Салах Х.Х., Струнин Р.М. HARDWARE-SOFTWARE SYSTEM FOR HEART RATE MEASUREMENT Salah K.H., Strunin R.M.	138
ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА ИНВЕРТИРОВАНИЯ СИГНАЛОВ ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ ПОМЕХОУСТОЙЧИВОСТИ ПЕРЕДАЧИ БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ Полушин П.А., Джулани И., Матюха В.А. THE USE OF METHOD OF INVERSED SIGNALS FOR IMPROVING OF INTERFERENCE IMMUNITY OF BIOMEDICAL TELECOMMUNICATION Polushin P.A., Giuliani I., Matyukha V.A.	142
МЕТОДЫ ПОНИЖЕНИЯ ПОРЯДКА МОДЕЛЕЙ ЭЛЕКТРОННЫХ АНАЛОГОВЫХ УСТРОЙСТВ Долинина А.А., Ланцов В.Н. MODEL ORDER REDUCTION METHODS FOR ELECTRONIC ANALOG DEVICES Dolinina A.A., Lantsov V.N.	144
АВТОМАТИЗАЦИЯ ПОВЕРКИ И ТЕСТИРОВАНИЯ СИСТЕМ ТЕЛЕМЕТРИИ В МЕДИЦИНЕ. Макаров М.В., Бернюков А.К. AUTOMATION OF CHECKING AND TESTING TELEMETRY SYSTEMS IN MEDICINE. Makarov M.V., Bernukov A.K.	147
ПОЛЬЗОВАТЕЛЬСКАЯ СТРУКТУРА ДЛЯ ИНФОРМАЦИОННОЙ ЗАЩИТЫ МЕДИЦИНСКОЙ СЕТИ С МАРШРУТИЗАТОРАМИ Галкин А.П., Амро М.М., Альджарадат М.М., Дарахма И. USER-DEFINED STRUCTURE FOR INFORMATION PROTECTION MEDICAL NETWORK WITH ROUTERS Galkin A.P., Amro M.M., Aljaradat M.M., Darahma I.	150
ПРОЕКТИРОВАНИЕ МЕДИЦИНСКИХ ЗАЩИЩЕННЫХ СЕТЕЙ НА СИСТЕМНОМ УРОВНЕ Галкин А.П., Аль-Джабери Р. Х., Обади Х. М.(Йемен) DESIGNING MEDICAL SECURE NETWORKS AT THE SYSTEM LEVEL Galkin A.P., Al-Jabery R.H., Obady H.M. (Yemen)	152
ЭТАПЫ ПРОЕКТИРОВАНИЯ АНАЛОГОВОЙ ЧАСТИ СКАНИРУЮЩЕГО РАДИОПРИЁМНОГО КОМПЛЕКСА Никитин О.Р. Рябов И.С. STAGES OF THE DESIGN OF THE ANALOG PART OF THE SCANNING RADIO RECEIVER SET. Nikitin O.R. Ryabov I.S.	156
МЕТОДЫ СИНХРОНИЗАЦИИ УСТРОЙСТВ УПРАВЛЕНИЯ НАГРУЗКОЙ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ РАДИОЭЛЕКТРОННОЙ ЭНЕРГОСБЕРЕГАЮЩЕЙ СИСТЕМЫ С НАПРЯЖЕНИЕМ ПИТАЮЩЕЙ СЕТИ ПЕРЕМЕННОГО ТОКА Бабушкин А.М. SYNCHRONIZATION METHOD LOAD MANAGEMENT DEVICES AUTOMATED RADIO ELECTRONIC ENERGY SAVING SYSTEM WITH MAINS VOLTAGE AC Babushkin Artyom Mihajlovich.....	158

**НЕЙРОННЫЕ СЕТИ ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ КАЧЕСТВА ТЕХНОЛОГИЧЕСКОЙ
ОБРАБОТКИ ИЗДЕЛИЯ**

Легаев В. П., Генералов Л. К., Галковский О. А.

**USING NEURAL NETWORKS TO IMPROVE QUALITY TECHNOLOGICAL
PROCESSING PRODUCT**

Legaev V. P., Generalov L. K., Galkovsky O. A. 162

СЕКЦИЯ 7 ♦ SECTION 7

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ ПРИРОДНОЙ СРЕДЫ

METHODS AND TOOLS FOR DIAGNOSTIC OF NATURAL ENVIRONMENT

**АНАЛИТИЧЕСКИЕ ЗАВИСИМОСТИ ВАРИАЦИЙ СЕРДЕЧНОГО РИТМА
ЧЕЛОВЕКА В ПРОЦЕССЕ ДИНАМИЧЕСКОЙ НАГРУЗКИ КАК ОСНОВА ЕДИНОЙ
ОЦЕНКИ ВОЗДЕЙСТВИЯ ВНЕШНИХ ФАКТОРОВ ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ НА
ЧЕЛОВЕКА**

Баклыкова Е.С., Бородин А.С., Тужилкин Д.А.

**ANALYTICAL DEPENDENCES HUMAN HEART RATE VARIATIONS IN THE DYNAMIC
LOAD AS THE BASIS OF A SINGLE ESTIMATE OF EXTERNAL ENVIRONMENTAL
FACTORS ON HUMAN**

Baklykova E.S., Borodin A.S., Tuzhilkin D.A. 166

**ИССЛЕДОВАНИЕ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ НАТИВНОЙ КЛЕЙКОВИНЫ С ВОДОЙ
МЕТОДАМИ ДСК**

Думская Н.С., Бойко Б.Н.

**INVESTIGATION OF NATIVE GLUTEN INTERACTION WITH WATER BY DSC
METHODS.**

Dumskaya N.S., Boiko B.N. 169

**ОЦЕНКА ВЛИЯНИЯ ТОЧНОСТИ КАЛИБРОВКИ РАДИОМЕТРИЧЕСКИХ
ПРИЕМНИКОВ НА РЕЗУЛЬТАТ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ
ВЕТРОВОГО ВОЛНЕНИЯ МЕТОДОМ НРРС**

Садовский И.Н.

**INFLUENCE OF RADIOMETERS CALIBRATION'S ACCURACY ON WIND-WAVE'S
PARAMETERS RETRIEVAL BY A NRRS-METHOD**

Sadovsky I.N. 173

**МОНИТОРИНГ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ У МЕЛКИХ ЛАБОРАТОРНЫХ
ЖИВОТНЫХ В УСЛОВИЯХ ИЗМЕНЯЮЩЕЙСЯ СИЛЫ ТЯЖЕСТИ**

Зайцева Е.Н.

**MONITORING OF ARTERIAL PRESSURE AT SMALL LABORATORY ANIMALS
IN THE CONDITIONS OF CHANGING GRAVITY**

Zaitceva E.N. 177

**МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОЛИАМИНОПОЛИУКСУСНЫХ КИСЛОТ:
ЭТИЛЕНДИАМИНТЕТРААЦЕТАТА И ДИЭТИЛЕНТРИАМИНПЕНТААЦЕТАТА И
ИХ КОМПЛЕКСОВ С МЕТАЛЛАМИ НА ОСНОВЕ АЭРОБНЫХ БАКТЕРИЙ
CHELATIVORANS OLIGOTROPHICUS ВКМ-2395**

Кувичкина Т.Н., Капаруллина Е.Н., Сафонов А.В., Доронина Н.В., Решетиллов А.Н.

**THE METHOD OF DETECTING POLYAMINOPOLYACETIC ACIDS:
ETHYLENEDIAMINETETRAACETATE AND DIETHYLENETRIAMINEPENTAACETIC
AND THEIR METAL COMPLEXES BASED ON AEROBIC BACTERIUM
CHELATIVORANS OLIGOTROPHICUS VKM-2395**

Kuvichkina T.N., Kaparullina E.N., Safonov A.V., Doronina N.V., Reshetilov A.N. 178

**ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДОВ НЕЛИНЕЙНОЙ ДИНАМИКИ ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ
КРАТКОВРЕМЕННЫХ РЯДОВ БИМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ ПРИ
ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ НАГРУЗКАХ**

Борисов В.И., Кубланов В.С.

APPLICATION OF NONLINEAR DYNAMICS METHODS IN THE STUDY OF SHORT

SERIES OF BIOMEDICAL SIGNALS IN FUNCTIONAL STUDIES	
Borisov V.I., Kublanov V.S.	180
ИНТЕГРАЛЬНО-КОДОВЫЕ СИСТЕМЫ ИЗМЕРЕНИЙ НА ОСНОВЕ ПРЯМОУГОЛЬНЫХ КОНФИГУРАЦИЙ С ГЕКСАГОНАЛЬНЫМИ ЯЧЕЙКАМИ	
Антаков М.А., Бурнаевский И.С.	
MULTIPLEXED MEASUREMENT SYSTEMS BASED ON RECTANGULAR CONFIGURATION WITH HEXAGONAL PINHOLES	
Antakov M.A., Burnaevskiy I.S.	183
ПРИЛИВНЫЕ ПРОЦЕССЫ ГЕОФИЗИЧЕСКОГО ХАРАКТЕРА В ЭЛЕКТРОМАГНИТНОМ ПОЛЕ ЗЕМЛИ	
Грунская Л.В., Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Лукьянов В.Е., Рубай Д.В.	
TIDE PROCESSES OF GEOPHYSICAL AND ASTROPHYSICAL NATURE THE EARTH ELECTROMAGNETIC FIELD	
Grunskaya L.V., Isakevich V.V., Isakevich D.V., Lukyanov V.E., Rubai D.V.	187
КОМПЬЮТЕРНОЕ ФАЦЕТНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ РАССЕЙЯНИЯ ПЛОСКИХ МИЛЛИМЕТРОВЫХ ВОЛН НА ЛЕСНОМ ПОКРОВЕ	
О. Р. Никитин, А. А. Шулятьев	
COMPUTER FACET MODELLING OF WAVE SCATTERING ON A FOREST CANOPY	
O. P. Nikitin, A.A. Shulyat'ev	190
ПРЕДВЕСТНИК ЗЕМЛЕТРЯСЕНИЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ СИГНАЛИЗАТОРА ЗНАЧИМЫХ ОТЛИЧИЙ И СИГНАЛИЗАТОРА ИЗМЕНЕНИЯ ГЛАВНЫХ КОМПОНЕНТ	
Лукьянов В.Е.	
A PRECURSOR OF EARTHQUAKES USING SIGNALLING SIGNALLING SIGNIFICANT DIFFERENCES AND CHANGES IN THE PRINCIPAL COMPONENT	
Lukyanov V.E.	193
О ВОЗМОЖНОСТИ МОНИТОРИНГА МИКРОСЕЙСМИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ НА ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ ПОЛИГОНЕ	
Мальшева Д.А., Дорожков В.В., Конешов В.Н.	
ABOUT POSIBILITY MONITORING OF THE MICROSEISMIC ACTIVITY ON THE EXPERIMENTAL POLYGON	
D.A. Malysheva, V.V. Dorozhkov, V.N. Koneshov.	196
ОЦЕНКА ВЫСОКОИМПЕДАНСНОГО ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ВЛИЯНИЯ ЛИНИЙ ЭЛЕКТРОПЕРЕДАЧ НА ОКРУЖАЮЩУЮ СРЕДУ	
Шмелёв В.Е., Андрианов Д.П.	
SCORE HIGH IMPEDANCE ELECTROMAGNETIC EFFECTS OF POWER LINES ON THE ENVIRONMENT	
Shmelev V.E., Andrianov D.P.	200
ПРОГНОЗИРОВАНИЕ И УПРАВЛЕНИЕ ЛЕСОПОЖАРНЫМ РИСКОМ.	
Жигалов И.Е., Озерова М.И.	
PREDICTION AND CONTROL OF FOREST FIRE RISK.	
Zhigalov Ilya E. , Ozerov Marina I.	202
ПРОГРАММНО-АНАЛИТИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС ОБРАБОТКИ МЕТЕОРОЛОГИЧЕСКИХ И ЭЛЕКТРОФИЗИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ МЕСТНОСТИ	
Разумов Д. А., Орешкин Д. М., Давыдов Н. Н.	
SOFTWARE-ANALYTICAL SYSTEM FOR INTERACTION WITH METEOROLOGICAL AND ELECTRO ENVIRONMENTAL PARAMETERS	
Razumov D. A., Oreshkin D. M., Davydov N. N.	205
ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ОЦЕНКА ВОЗМОЖНОСТЕЙ GPS ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ В УСЛОВИЯХ ГЕОФИЗИЧЕСКОЙ ОБСЕРВАТОРИИ	
Илюхин А.А., Конешов В.Н.	
EXPERIMENTAL ASSESSMENT OF OPPORTUNITIES OF GPS OF POSITIONING IN THE CONDITIONS OF GEOPHYSICAL OBSERVATORY	
Ilyukhin Alexander Aleksandrovich, Koneshov Vyacheslav Nikolaevich, Dr.Sci.Tech.	209

ПРОБЛЕМЫ ЭНЕРГОСБЕРЕЖЕНИЯ В БЮДЖЕТНЫХ УЧРЕЖДЕНИЯХ Колесник Г.П., Ледков А.Б. THE PROBLEMS OF ENERGY SAVING IN BUDGETARY INSTITUTIONS. G.P. Kolesnik, A.B. Ledkov.....	212
ПРОБЛЕМЫ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОЙ СОВМЕСТИМОСТИ В СОВРЕМЕННЫХ СИСТЕМАХ ЭЛЕКТРОПИТАНИЯ 0,4 КВ Колесник Г.П., Куражнов И.А. THE PROBLEMS OF ELECTROMAGNETIC COMPATIBILITY IN MODERN ELECTRIC-POWER TRANSMISSION 0,4 KW. G.P. Kolesnik, I.A. Kuragnov.....	215
ПЕРСПЕКТИВЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ВОЗОБНОВЛЯЕМЫХ ИСТОЧНИКОВ ЭНЕРГИИ В МУНИЦИПАЛЬНЫХ УЧРЕЖДЕНИЯХ Колесник Г.П., Кротова А.С., Казаковцев А.С. PROSPECTS FOR THE RENEWABLE ENERGY SOURCES USE IN MUNICIPAL INSTITUTIONS. G.P. Kolesnik, A.S. Krotova, A.S. Kazakovzev.....	218
КОММЕРЧЕСКИЕ ПОТЕРИ ЭЛЕКТРОЭНЕРГИИ Колесник Г.П., Грибакин В.С., Истомина Е.А. COMMERCIAL ELECTRICITY LOSSES. G.P. Kolesnik, Gribakin V.S., E.A. Istomina.....	222

СЕКЦИЯ 8 ♦ SECTION 8

ЭКОЛОГИЯ И ЗДОРОВЬЕ ЧЕЛОВЕКА

ECOLOGY AND HUMAN HEALTH

ВЛИЯНИЕ ГРАДИЕНТА МАГНИТНОГО ПОЛЯ В АНОМАЛЬНОЙ ЗОНЕ АКТИВНОГО ГЕОЛОГИЧЕСКОГО РАЗЛОМА НА ПОКАЗАТЕЛИ ЭЭГ ЧЕЛОВЕКА Побаченко С.В., Соколов М.В., Шитов А.В. INFLUENCE MAGNETIC FIELD GRADIENT IN THE ANOMALOUS ZONE ACTIVE GEOLOGICAL FAULTS ON THE EEG OF THE HUMAN BRAIN Pobachenko S.V., Sokolov M.V., Shitov A.V.	227
НЕТРАДИЦИОННЫЙ ВЗГЛЯД НА ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ ПРОБЛЕМЫ И ИХ РЕШЕНИЕ Анисимов А.В. NONTRADITIONAL VIEW OF ENVIRONMENTAL PROBLEMS AND THEIR SOLVING Anisimov A. V.	231
ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ОЦЕНКИ ПРОЯВЛЕНИЯ ЭЭГ-РЕАКЦИЙ МОЗГА ЧЕЛОВЕКА ПРИ НЕСЕНСОРНОМ ВОЗДЕЙСТВИИ МОДУЛИРОВАННЫХ ИЗЛУЧЕНИЙ МОБИЛЬНЫХ ТЕЛЕФОНОВ Зубрилкин А.И., Побаченко С.В. EXPERIMENTAL EVALUATIONS OF PRESENTATION EEG – RESPONSES OF HUMAN BRAIN UNDER THE NONSENSORY IMPACT OF THE MODULATED MOBILE PHONE RADIATION Zubrilkin A.I., Pobachenko S.V.....	234
КОЭФФИЦИЕНТ СМЕРТНОСТИ КАК ПОКАЗАТЕЛЬ СОЦИАЛЬНО-ЭКОНОМИЧЕСКОГО И ЭКОЛОГИЧЕСКОГО БЛАГОПОЛУЧИЯ РЕГИОНА Дегтярева М.И., Вертиев В.В., Буренков В.Н. MORTALITY RATE AS INDICATOR OF SOCIO-ECONOMIC AND ENVIRONMENTAL WELFARE OF THE REGION Degtereva M.I., Vertiev V.V., Burenkov V.N.	238
О СОСТОЯНИИ ЗАБОЛЕВАЕМОСТИ НАСЕЛЕНИЯ ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ БОЛЕЗНЯМИ ОРГАНОВ ДЫХАНИЯ Кирюхин А.В., Вертиев В.В., Буренков В.Н.	

ABOUT THE STATE OF THE POPULATION RESPIRATORY DISEASE INCIDENCE IN THE VLADIMIR REGION Kiryuhin A.V., Vertiev V.V., Burenkov V.N.	240
ЗНАЧЕНИЕ АППАРАТНОГО КОМПЛЕКСА РЕАЛЬНОГО ВРЕМЕНИ «МАВРС» ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ВЕГЕТАТИВНОГО СТАТУСА ДЛЯ ОЦЕНКИ И КОРРЕКЦИИ ШКОЛЬНОЙ ДЕЗАДАПТАЦИИ Прыгунова Т.М., Степанова Е.Ю., Радаева Т.М., Фомин Л.Б., Чижиков Д.А., Конышкина Т. М., Борисов В.И. UNIT VALUE OF REAL TIME DEVICE “MAVRS” IN INVESTIGATION OF AUTONOMIC NERVE SYSTEM STATUS FOR ASSESSMENT AND CORRECTION OF SCHOOL DISADAPTATION Т.М.Prygunova, Е.Yu.Stepanova, Т.М.Radaeva, L.B.Fomin, D.A.Chizhikov, Т. М. Koniskina V.I.Borisov.....	244
СТИМУЛЯЦИЯ РАБОТОСПОСОБНОСТИ ЧЕЛОВЕКА ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫМ ИЗЛУЧЕНИЕМ Лашин А.Е. STIMULATION OF HUMAN PERFORMANCE ELECTROMAGNETIC RADIATION Lashin Artem Evgenevich.....	247
ЭПИДЕМИОЛОГИЯ ДОРОЖНО-ТРАНСПОРТНЫХ ПРОИСШЕСТВИЙ ПО ВИНЕ ВОДИТЕЛЕЙ ТРАНСПОРТНЫХ СРЕДСТВ ВО ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ Широбокков А.В., Ершов А.И., Давтян В.Г. EPIDEMIOLOGY OF ROAD ACCIDENTS CAUSED BY TRANSPORT DRIVERS IN THE VLADIMIR REGION Shirobokov A.V. Ershov A.I., Davtyan V.G.	250
ВЛИЯНИЕ ПИЩЕВЫХ ВОЛОКОН НА КЛЕЙКОВИНУ Думская Н.С., Бердышникова О.Н., Митин В.Ю. EFFECT OF ALIMENTARY FIBERS ON GLUTEN. Dumskaya N.S., Mitin V.U., Berdyshnikova O.N.	254
ПСИХОЛОГИЧЕСКИЕ МЕРОПРИЯТИЯ, ПРЕДУПРЕЖДАЮЩИЕ АРТЕРИАЛЬНУЮ ГИПЕРТЕНЗИЮ Литвинова Н.Ю. PSYCHOLOGICAL EVENTS, WARNING ARTERIAL HYPERTENSION. N. Litvinova.....	257
ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЙ МЕТОД БИОКОРРЕКЦИИ СТРУКТУРНО-ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ МОЗГА ПРИ ТЕХНОГЕННОМ СТРЕССЕ Кудинова Е.В. EXPERIMENTAL METHOD BIOKORREKTSIYA STRUCTURAL AND FUNCTIONAL CHANGES OF THE BRAIN IN THE TECHNOGENIC STRESS Kudinova Elena Veniaminovna.....	258
ЭКОЛОГИЯ И СИСТЕМА ЛИЧНОСТНОГО РАЗВИТИЯ ДЕТЕЙ С ОГРАНИЧЕННЫМИ ВОЗМОЖНОСТЯМИ ЗДОРОВЬЯ Малинина С.М. ECOLOGY AND SYSTEM OF PERSONAL DEVELOPMENT OF CHILDREN WITH DISABILITIES Malinina S. M.	262
РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ ЭКОЛОГИЧНОЙ ВЕТРОУСТАНОВКИ ДЛЯ ПРОМЫШЛЕННОГО И БЫТОВОГО ИСПОЛЬЗОВАНИЯ С ИЗМЕНЯЮЩИМСЯ КОЭФФИЦИЕНТОМ АЭРОДИНАМИЧЕСКОГО СОПРОТИВЛЕНИЯ Арефьев Е.В., Орлов Ю.А. DEVELOPMENT AND RESEARCH OF ECOLOGICAL WIND TURBINE FOR INDUSTRIAL AND HOME USE WITH VARIABLE AERODYNAMICS RESISTANCE COEFFICIENT Arfeyev E.V., Orlov Yu.A.	264
ИССЛЕДОВАНИЕ ВЗАИМОСВЯЗИ ДОРОЖНО-ТРАНСПОРТНЫХ ПРОИСШЕСТВИЙ	

ПО ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ С ГЕО- И ГЕЛИОФИЗИЧЕСКИМИ ХАРАКТЕРИСТИКАМИ Лещев И.А., Грунская Л.В. INTERCONNECTION OF MOTOR TRANSPORT ACCIDENTS IN VLADIMIR REGION WITH GEOPHYSICAL AND HELIOPHYSICAL CHARACTERISTIC Leshev I.A., Grunskaya L.V.....	266
СОВОКУПНОСТЬ ПАРАМЕТРОВ ЕСТЕСТВЕННЫХ ФИЗИЧЕСКИХ ПОЛЕЙ ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ КАК КОМПЛЕМЕНТАРНЫЙ ЭКОЛОГИЧЕСКИЙ ФАКТОР ВЛИЯНИЯ НА ЧЕЛОВЕКА Тужилкин Д.А., Бородин А.С. SET OF NATURAL ENVIRONMENT PHYSICAL FIELDS PARAMETERS AS COMPLEMENTARY ECOLOGICAL IMPACT ON HUMAN FACTOR Tuzhilkin D.A., Borodin A.S.	270
УЛУЧШЕНИЕ ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ ОБСТАНОВКИ НЕФТЕДОБЫВАЮЩИХ РАЙОНОВ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ПОГРУЖНЫХ ТЕЛЕМЕТРИЧЕСКИХ СИСТЕМ Кузнецов А.В. ENVIRONMENTAL SITUATION IMPROVEMENT IN OIL-PRODUCING REGIONS WITH THE USE OF IMMERSSED TELEMETRY SYSTEMS Kuznetsov A.V.	273
ОЦЕНКА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ КАРДИОРЕСПИРАТОРНОЙ СИСТЕМЫ У ДЕТЕЙ И ПОДРОСТКОВ. Расторопова И.А., Пименов А.Б. EVALUATION OF FUNCTION CONDITION OF CARDIAC RESPIRATORY SYSTEM IN CHILDREN AND TEENAGERS I.A.Rastoropova, A.B. Pimenov.....	275
БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫЕ ДОБАВКИ КАК СРЕДСТВО ВОССТАНОВЛЕНИЯ И ПОДДЕРЖАНИЯ СПОРТИВНОЙ РАБОТОСПОСОБНОСТИ Антоненко К.А., Пименов А.Б. BIOLOGICALLY ACTIVE SUPPLEMENTS AS A MEANS OF REHABILITATION AND KEEPING FIT К.А. Antonenko, A.B. Pimenov.....	278
РОЛЬ ВИТАМИНОВ В ПИТАНИИ ПОДРАСТАЮЩЕГО ПОКОЛЕНИЯ Кузнецова М.А., Пименов А.Б. THE ROLE OF VITAMINS IN THE GROWING UP GENERATION'S DIET M.A. Kuznetsova, A.B. Pimenov.....	280
ГИМНАСТИКА СТРЕЛЬНИКОВОЙ: ТЕХНИКА, ПАТОФИЗИОЛОГИЯ, РЕЗУЛЬТАТЫ Анохин М.И., Северин А. Е., Щегинин М. Н.. BREATHING EXERCISES OF STRELNIKOVA. TECHNICS, PHYSIOLOGY, SOME RESULTS Anokhin M.I., Severin A.E., Schetinin M.N.	282
СОЗДАНИЕ И РАЗВИТИЕ ИННОВАЦИОННОГО КЛАСТЕРА В СФЕРЕ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ (на примере Владимирской области) Струнин А.М, Струнин Р.М. CREATION AND DEVELOPMENT OF HEALTH INNOVATION CLUSTER (for example of Vladimir region) Ph.D., Strunin Alexander Mikhailovich, postgraduate Strunin Roman Mikhailovich.....	284
ОЦЕНКА ПСИХОФИЗИОЛОГИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ЭЛЕКТРОКОЖНОГО СОПРОТИВЛЕНИЯ Ращупкин К.А., Струнин Р.М. ASSESSMENT OF A PSYCHOPHYSIOLOGICAL CONDITION OF THE PERSON ON THE BASIS OF RESEARCH OF ELECTRODERMAL RESISTANCE Rashchupkin K.A., Strunin R.M.	288
ИННОВАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ВЕРМИФИЛЬТРАЦИИ ДЛЯ ОЧИСТКИ БЫТОВЫХ И ПРОМЫШЛЕННЫХ СТОЧНЫХ ВОД	

Титов И.Н., Фарзах Фаваз Салим Фатах, Ларионов Н.П. INNOVATIVE TECHNOLOGY OF VERMIFILTRATION FOR THE TREATMENT OF DOMESTIC AND INDUSTRIAL WASTEWATER I.N.Titov, Farzah Fawas Salim Fatah, N.P.Larionov.....	292
СОВРЕМЕННЫЕ СИСТЕМЫ КОНТРОЛЯ БОДРСТВОВАНИЯ ЧЕЛОВЕКА-ОПЕРАТОРА В УСЛОВИЯХ МОНОТОННОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ Бушуев К. С., Струнин Р.М, MODERN CONTROL SYSTEMS OF AN HUMAN - OPERATOR WAKEFULNESS UNDER MONOTONIC ACTIVITIES Bushuev K., Strunin R.	396
СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ УРОВНЯ ФИЗИЧЕСКОЙ ПОДГОТОВЛЕННОСТИ СТУДЕНТОВ С РАЗЛИЧНЫМ ТИПОМ ВЕГЕТАТИВНОЙ РЕГУЛЯЦИИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА Батоцыренова Т.Е., Семенов Ю.Н., Миронова Ю.А., Блохин М.М. COMPARATIVE ANALYSIS OF THE LEVEL OF STUDENTS FITNESS WITH THE DIFFERENT TYPE OF VEGETATIVE REGULATION OF HEARTH RHYTHM Batotsirenova T.E., Semenov U.N., Mironova U.A., Blohin M.M.	300

СЕКЦИЯ 9 ♦ SECTION 9

**АКТУАЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ В ОБЛАСТИ
БИМЕДИЦИНСКОЙ ИНЖЕНЕРИИ И ЭКОЛОГИИ**

**URGENT QUESTIONS OF HIGHER EDUCATION IN THE FIELD OF
BIOMEDICAL ENGINEERING AND ECOLOGY**

SCHOOL OF ENGINEERING AND DIGITAL ARTS R.Guest ШКОЛА ИНЖЕНЕРИИ И ЦИФРОВЫХ ИСКУССТВ Р. Гест.....	306
ОБРАЗОВАТЕЛЬНЫЕ ПРОГРАММЫ КАФЕДРЫ БИМЕДИЦИНСКИХ СИСТЕМ НАЦИОНАЛЬНОГО ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОГО УНИВЕРСИТЕТА «МИЭТ» Потапов Д.А., Пьянов И.В., Селищев С.В. EDUCATIONAL PROGRAMS OF BIOMEDICAL SYSTEMS DEPARTMENT OF NATIONAL RESEARCH UNIVERSITY OF ELECTRONIC TECHNOLOGY (MIET) Potapov D.A., Pryanov I.V., Selishchev S.V.	307
ИНТЕГРИРОВАННЫЕ УЧЕБНЫЕ ПЛАНЫ БАКАЛАВРИАТА ПО НАПРАВЛЕНИЯМ ПОДГОТОВКИ КАФЕДРЫ БЭСТ Дмитриев В.Б., Шумарин С.В. INTEGRATED CURRICULUM UNDERGRADUATE ON DIRECTION CHAIRS «BEST» Dmitriev V.B., Shumarin S.V.	310
ПЕРСПЕКТИВЫ ПОДГОТОВКИ СПЕЦИАЛИСТОВ В ОБЛАСТИ МЕДИЦИНСКОЙ ФИЗИКИ В МГУ ИМЕНИ М.В. ЛОМОНОСОВА Черняев А.П. , Борщеговская П.Ю. , Близняк У.А. , Варзарь С.М. , Розанов В.В. , Николаева А.А. PERSPECTIVES OF TRAINING IN THE FIELD OF MEDICAL PHYSICS IN LOMONOSOV MSU Chernyaev A.P., Borshegovskaya P.Yu, Bliznyuk U.A., Varzar S.M, Rozanov V.V, Nikolaeva A.A....	312
МЕТОДИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ОРГАНИЗАЦИИ МЕДИКО-ТЕХНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКИ НА ФАКУЛЬТЕТЕ «БИМЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНИКА» МГТУ ИМ. Н.Э. БАУМАНА Аполлонова И.А., Войнова Н.А., Николаев А.П. METHODOLOGICAL ASPECTS OF ORGANIZATION OF MEDICAL-TECHNICAL PRACTICE AT BAUMAN TECHNICAL UNIVERSITY'S "BIOMEDICAL EQUIPMENT" DEPARTMENT Apollonov I.A., Voinova N.A., Nikolayev A.P.	314

РОЛЬ МУЛЬТИМЕДИЙНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В ПОДГОТОВКЕ СПЕЦИАЛИСТА Тахаан О. ROLE OF MULTIMEDIA TECHNOLOGIES IN TRAINING OF THE STUDENT Tahaan O.	318
CALS ТЕХНОЛОГИИ В УЧЕБНОМ ПРОЦЕССЕ ПОДГОТОВКИ БАКАЛАВРОВ НА КАФЕДРЕ БЭСТ ВЛГ Долгов Г.Ф. TECHNOLOGY CALS IN EDUCATIONAL PROCESS OF TRAINING OF BACHELORS ON BEST VLGU CHAIR Dolgov G.F.	319
СИСТЕМНАЯ МОДЕЛЬ ФОРМИРОВАНИЯ ПЛАНА РАЗВИТИЯ ПЕРСОНАЛА ПРОМЫШЛЕННОГО ПРЕДПРИЯТИЯ Головина Е. А. SYSTEM MODEL OF FORMATION OF THE PLAN OF DEVELOPMENT OF THE PERSONNEL OF INDUSTRIAL ENTERPRISES Golovina E.A.	321
ВОСПИТАНИЕ УВЕРЕННОСТИ В СЕБЕ КАК ОСНОВНОЕ КАЧЕСТВО ЛИЧНОСТИ БУДУЩЕГО СПЕЦИАЛИСТА Зыкова З.Н. THE ESTEEM AS THE MAIN QUALITY OF THE PERSONALITY OF THE FUTURE SPECIALIST Zykova Z. N.	324
ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИКО-ТЕХНИЧЕСКОМ ОБРАЗОВАНИИ Панова А.Д., Струнин Р.М. TELEMEDICINE TECHNOLOGIES IN MEDICAL ENGINEERING EDUCATION Panova A.D., Strunin R.M.	326

ПЛЕНАРНОЕ ЗАСЕДАНИЕ

МЕТОДОЛОГИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ МЕТРОЛОГИЧЕСКОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ИЗМЕРЕНИЙ В ЛАБОРАТОРНОЙ МЕДИЦИНЕ

Эмануэль В.Л., Эмануэль В.Ю
НОЦ «Институт лабораторной медицины» СПбГМУ им. И. П. Павлова

Сейчас в России происходит модернизация здравоохранения, подчас, революционное технологическое переоснащение, что требует принципиального пересмотра парадигмы метрологического обеспечения деятельности клиничко-диагностических лабораторий. Это означает, что сегодня нам необходимо не только «проверка» лабораторного оборудования, но и аттестация методик измерения, в силу вступления в силу ФЗ-102 «Об обеспечении единства измерений». Именно этот факт требует осмысления и, возможно, коренного пересмотра взаимодействия лаборатории, как потребителя, и производителей и поставщиков оборудования и реагентов.

Рассмотрим эти проблемы с позиций ГОСТ Р ИСО 9001-2008 «Системы менеджмента качества. Требования», в котором мы находим, фактически, требования по выполнению положений ФЗ 102 (см. п. 7.6 стандарта и комментарии к нему). Стандарт ГОСТ Р ИСО 15189-2009 «Лаборатории медицинские. Частные требования к качеству и компетентности» в п.5.3 «Лабораторное оборудование» дает четкие указания по маркировке оборудования, подлежащего проверке или калибровке. К сожалению, очень часто под метрологическим обеспечением понимают пугающий многих сотрудников лабораторий метрологический контроль за наличием проверок средств измерений. При этом забывают, что проверки – лишь малая часть метрологического обеспечения.

Попытаемся разобраться, что же в действительности понимается под метрологическим обеспечением деятельности медицинских лабораторий и что оно может принести полезного в работу лаборатории.

Лабораторные исследования это комплекс химических, молекулярных и клеточных концепций и технологий, используемых для понимания и оценки состояния здоровья пациента. В основу дисциплины положено получение результатов наблюдений и измерений (исследований) состава и свойств образцов биологического материала и преобразование этих данных в предоставляемую клиницисту соответствующую лабораторную информацию, используемую для решения вопросов диагностики, лечения и профилактики заболеваний. (МФКХЛМ, 1999).

ГОСТ р ИСО 15189 дает такое определение основе деятельности лаборатории: п. 3.3 Исследование (examination): Набор операций, задачей которых является установление значения величин или характеристик свойств. При этом различают измерения с использованием шкал:

1. ИНТЕРВАЛОВ – когда числа не только упорядочены, но и разделены определенными интервалами (например, температура).
2. ОТНОШЕНИЙ (например, концентрация компонента в системе - концентрация общего белка в сыворотке= 70 г/л; концентрация форменных элементов в крови - концентрация эритроцитов в крови = $4,2 \cdot 10^{12}/л$). При этом строго определена нулевая точка.

Таким образом, измерение – это нахождение значения физической величины с помощью специальных технических средств. Иначе говоря, измерение – всегда сопоставление известной величины – меры (калибратора) и величины, подлежащей измерению. Поэтому, для физических измерений необходимо наличие средства измерения.

Для химических измерений необходимо, помимо этого, наличие сложного валидизированного аналитического процесса и, соответственно, аналитической системы. Аналитическая система – это совокупность факторов, определяющих качество аналитического результата, включающая оборудование, процедуры, исследуемые материалы, персонал, условия окружающей среды и мероприятия по обеспечению качества (Compendium on Analytical Nomenclature (The Orange Book), 2002, International Union of Pure and Applied Chemistry).

А. Ríos (2004) называет 12 различий между химическими и физическими измерениями:

- 1 В отличие от физических измерений, для химических измерений принципиально важна процедура отбора проб (преданалитический этап)
- 2 Огромное разнообразие химических измерений по сравнению с физическими
- 3 Сложные подготовительные операции и преобразования в ходе химического измерительного процесса

4 Физические измерения в большинстве случаев являются прямыми измерениями, в тоже время средства измерения не являются определяющими в химическом измерительном процессе

5 Гетерогенность объектов и образцов создают серьезные проблемы в химических измерительных процессах

6 Количество эталонов – до 90% в физических измерениях и только 5-20% в химических

7 При химических измерениях эталоны используются не только для калибровки приборов

8 Разница между химическими и физическими измерениями в верхних звеньях цепи передачи размеров единиц (CRM, первичная измерительная процедура...)

9 Эталоны в физических измерениях, в отличие от химических измерений, как правило, гомогенны

10 Наличие хорошо развитой сети национальных и международных физических лабораторий

11 Используемые в физических измерениях классические принципы расчета неопределенности неприменимы напрямую в химических измерениях

12 Качественный анализ (идентификация соединений) – характерное свойство химических измерений, в отличие от физических. (Dr. A. Ríos QUANAS Training Course. Traceability. Bucarest, 2004).

Правильное и эффективное применение результатов медицинских лабораторных исследований возможно только при условии сопоставимости их результатов во времени и пространстве («однажды измеренное – применимо везде и всегда»). СОПОСТАВИМОСТЬ- свойство результатов измерений, позволяющая проводить их сравнение, поскольку они метрологически прослеживаемы до одного и того же принятого метрологического опорного значения величины (Comparability (draft VIM April 2004). Обеспечение принципа сопоставимости – «однажды измеренное – применимо везде и всегда» достигается для результатов физических измерений их прослеживаемостью до единиц SI (воспроизведением «узаконненных» единиц) путем регулярной поверки средств измерений, знанием погрешностей результатов, которые удовлетворяют решению поставленных задач. В то же время для результатов химического анализа обеспечение этого принципа представляет значительные трудности.

Сложность химического измерительного процесса, нестабильность аналитической системы, отсутствие прослеживаемости до единиц SI приводит к тому, что сопоставимость результатов химических измерений не может быть обеспечена только поверкой средств измерений.

Так, при проведении внутреннего контроля качества и при калибровке прибора (с позиций метрологии корректнее называть этот процесс градуировкой), используют контрольные материалы и калибраторы (лучше говорить градуирователи) производства различных компаний. Во всем мире, уже и в России, существуют стандарты, регламентирующие обеспечение метрологической прослеживаемости значений, присвоенных этим продуктам. На рисунке 1 представлена последовательность передачи эталонного значения той или иной величины, имеющего место у «стандарта» высшего порядка к результату измерения в конкретной биологической пробе.

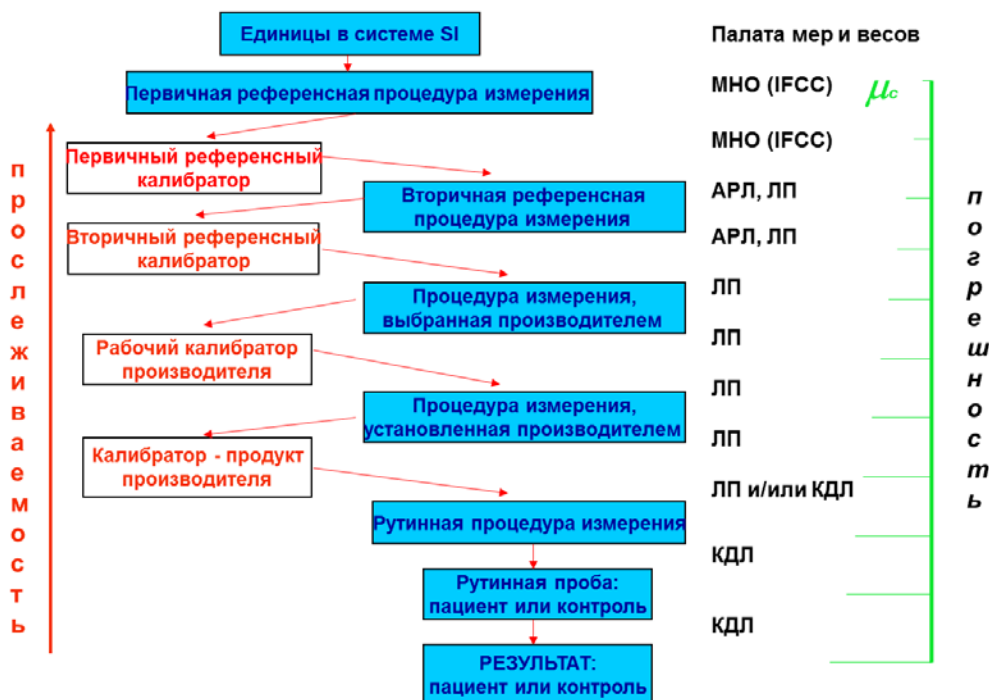


Рисунок 1 - Метрологическая прослеживаемость.

Иначе говоря, метрологическая прослеживаемость - свойство результата измерения соотноситься с результатом установленного метрологического эталона через непрерывную цепь калибровок измерительных систем или сравнений, в каждом случае с установленной неопределенностью измерения.

Таким образом, для обеспечения сопоставимости результатов химических измерений требуется дополнительная цепь передачи размеров единиц измеряемых при этом величин, характеризующих химический состав объектов исследования. На рисунке 2 представлена аналитическая система проведения химического исследования.

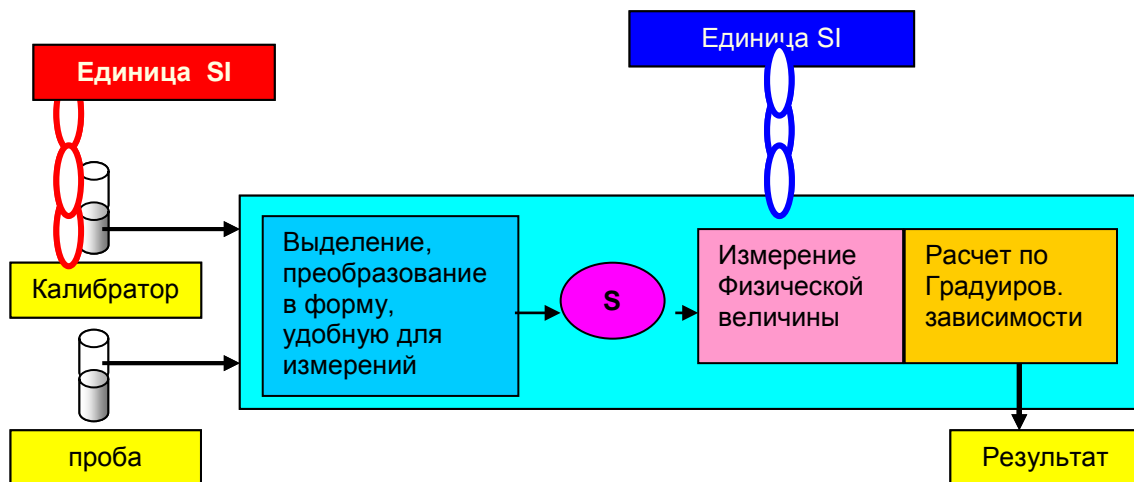


Рисунок 2 - Аналитическая система проведения химического измерения. (Цит. по Проценко В.Н., 2000).

И так, результат лабораторного исследования является итогом многоступенчатых процессов, в которых первостепенную роль играют поставщики оборудования, реагентов и контрольных материалов для нужд лабораторной медицины и, зачастую, многие проблемы, связанные с метрологией в лабораторной медицине, находятся на стыке взаимодействия производителя и лаборатории.

Чем отличается эталонный материал от калибратора, который Вам поставляют производители реагентов. Рассмотрим биохимическое исследование. Отличие простое. Для присвоения значений на массовом производстве калибраторов ОБЫЧНО используют биохимические или иные достаточно простые типы приборов. Для присвоения значений при производстве эталонного материала используют хроматомасспектрометрию с изотопным разбавлением. Точность этого метода намного выше, и отсутствует зависимость от метода. (мы специально упрощаем материал, чтобы не перегружать данную статью техническими подробностями).

Во всем мире, а с недавнего времени и в России, действуют стандарты, регламентирующие механизм обеспечения метрологической прослеживаемости.

В России это:

ГОСТ Р ИСО 17511-2006 Изделия медицинские для диагностики *in vitro*. Измерение величин в биологических пробах. Метрологическая прослеживаемость значений, приписанных калибраторам и контрольным материалам.

ГОСТ Р ИСО 18153-2006 Изделия медицинские для диагностики *in vitro*. Измерение величин в биологических пробах. Метрологическая прослеживаемость значений каталитической концентрации ферментов, приписанных калибраторам и контрольным материалам.

ГОСТ Р ИСО 15193-2007 *in vitro*. Измерение величин в пробах биологического происхождения. Описание референтных методик выполнения измерений.

К сожалению, данные стандарты только-только начинают применять на Российских предприятиях.

Для лабораторий, стремящихся к работе в рамках ГОСТ Р ИСО 15189-2009 очень важно понимать и контролировать работу своих поставщиков реагентов, контрольных материалов и калибраторов с точки зрения соблюдения ими вышеописанных правил.

Произведенные с соблюдением вышеописанных правил, контрольные материалы и калибраторы позволяют лаборатории быть уверенной в том, что будет обеспечена грамотная работа оборудования и реагентов. Что один и тот же пациент в двух разных лабораториях будет получать статистически незначимые отличия в результатах анализах, то есть в любой лаборатории здоровый будет признан здоровым, а больной – больным.

Что можно порекомендовать сотрудникам лабораторий:

1. Запросите от поставщиков контрольных материалов и калибраторов информации о том, как была обеспечена метрологическая прослеживаемость. Запросите паспорта на эталонные материалы, которые были использованы для присвоения значений и диапазонов для конкретной партии контрольных материалов и калибраторов.

2. Запросите от поставщиков контрольных материалов и калибраторов подтверждения того, что оборудование, которое было использовано на производстве для присвоения значений, имело должное

метрологическое обеспечение (информация о том, какие эталонные материалы применялись для контроля качества работы оборудования).

3. Рекомендуйте производителям внедрять и сертифицировать системы менеджмента качества на соответствие ИСО 13485.

4. Периодически закупайте самостоятельно эталонные материалы (российские и зарубежные) для проведения серьезного контроля качества своего оборудования.

Важно, что оценка аналитической точности работы оборудования для медицинских лабораторий включает в себя:

- Установление прослеживаемости к калибраторам (ISO 17511).
- Соответствие качества реальной работы с требованиями производителя - Процедура верификации (ISO/NP 23640 In vitro диагностические медицинские устройства – Стабильность определения и/или верификация in vitro диагностических реагентов).

- Постоянный мониторинг выполнения измерительных процедур – Внутренний контроль качества (ВКК).

- Оценка сопоставимости результатов разных приборов - Межлабораторное сравнение, ВОК.

- Оценка клинической точности с помощью шкалы ошибок Кларка.

В заключении нужно со всей очевидностью констатировать, что современной лабораторной службе необходимо не отгораживаться от проблем метрологической корректности выполняемых исследований и создавать «фронт» по борьбе с метрологами, а активно изучать эти проблемы, прежде всего изложенные в национальном достоянии – серии ГОСТ Р ИСО и ГОСТ Р, сформированных усилиями профессора В.В.Меньшикова и, на основе полученных знаний, выстраивать систему внедрения этих стандартов, прежде всего ГОСТ Р ИСО 15189. Такая позиция, безусловно, позволит не только завоевать должное отношение со стороны администрации, но и создаст платформу взаимопонимания и продуктивного взаимодействия с клиницистами, прежде всего, в части обеспечения диагностической эффективности и рационального использования наукоемких лабораторных технологий.

ВНЕДРЕНИЕ СОВРЕМЕННЫХ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ: ИТОГИ ПРОГРАММЫ МОДЕРНИЗАЦИИ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ

Дегтерева М.И.

Государственное бюджетное учреждение здравоохранения особого типа Владимирской области «Медицинский информационно аналитический центр »

Региональные государственные информационные ресурсы в сфере здравоохранения Владимирской области формируются путем организации современных компьютерных технологий, межотраслевой системы сбора, обработки, анализа и предоставления информации, обеспечивающей динамическую оценку состояния здоровья населения области, лекарственного обеспечения, материально-технической базы учреждений здравоохранения области, а также обеспечения информационной поддержки при принятии управленческих решений.

Информатизация здравоохранения Владимирской области направлена:

- на развитие единой региональной информационно-аналитической системы, представляющей собой совокупность информационно-технологических и технических средств, обеспечивающих информационную поддержку методического и организационного обеспечения деятельности участников системы здравоохранения;

- на оказание поддержки в решении существующих и возникающих проблем в области управления здравоохранением, в области непосредственного оказания медицинской помощи, в области взаимодействия органов управления здравоохранением, медицинских организаций и медицинского персонала с населением и организациями по вопросам здравоохранения.

Современные информационные технологии используются во всех учреждениях здравоохранения Владимирской области, среди них: компьютерное и серверное оборудование, локальные вычислительные сети, средства связи и передачи данных, региональные и федеральные прикладные информационные системы, позволяющие автоматизировать наиболее значимые для сферы здравоохранения процессы в учреждениях здравоохранения различного типа, в органах управления здравоохранения муниципальных образований, в областном департаменте здравоохранения, в ТФОМС Владимирской области, в МИАЦ.

В рамках программы модернизации здравоохранения Владимирской области, долгосрочной целевой программы развития здравоохранения Владимирской области, программы развития информационного общества и формирования электронного правительства во Владимирской области завершен первый этап построения защищенной корпоративной сети передачи данных учреждений здравоохранения Владимирской области (59 медицинских организаций). В медицинских организациях закуплено современное компьютерное оборудование.

Проведены работы по построению локальных сетей в медицинских организациях области. Закуплено серверное оборудование для решения следующих задач: организация доменной структуры ЛВС, для кадрово-бухгалтерского учета, для персонифицированного учета оказанных медицинских услуг и ведения электронных медицинских карт пациентов, для реализации электронной записи к врачу, электронного документооборота.

При автоматизации рабочих мест медицинского персонала выбор осуществлялся с учетом необходимости использования их для систем защищенного электронного документооборота, систем кадрового и бухгалтерского учета, для программ федерального и регионального уровня, поддерживающих технологию «тонкий-клиент», требующих применения ресурсоемких приложений.

В рамках программы модернизации здравоохранения Владимирской области, в части задачи Внедрение современных информационных систем выполнены следующие мероприятия:

1. Достаточное оснащение компьютерным оборудованием всех медицинских учреждений.
2. Организованы локальные сети в медицинских учреждениях.
3. Создан региональный информационный ресурс, обеспечивающий информационный обмен между медицинскими учреждениями, органами управления здравоохранением, ТФОМС и СМО.
4. Организация широкополосных каналов связи и обеспечение информационного обмена между медицинскими учреждениями и региональным информационным ресурсом.

Все медицинские учреждения обеспечены подключением с высокоскоростным доступом к сети Интернет с привлечением технических возможностей существующих провайдеров телематических услуг. Скорость доступа к сети Интернет по безлимитным тарифным планам составляет:

- ГБУЗ ВО «МИАЦ» 20 Мбит/сек;
- государственные учреждения здравоохранения от 2 до 10 Мбит/сек.

В соответствии с требованиями Минздравсоцразвития РФ созданы VPN каналы с шифрованием передаваемых данных с применением сертифицированного оборудования (криптомаршрутизаторов и коммутаторов).

5. В целях упорядочения документооборота, повышения оперативности и эффективности деятельности по управлению медицинскими учреждениями проведено внедрение сервиса единого электронного документооборота О7ДОК.

6. С 2006 года во всех учреждениях здравоохранения Владимирской области внедрена и функционирует единая медицинская информационная система регионального уровня (ПК «Medbase»), автоматизирующая процессы обработки медико-статистической информации и проведения расчетов с медицинскими страховыми компаниями и территориальным фондом обязательного медицинского страхования. В региональную единую медицинскую информационную систему внесены изменения, учитывающие изменения в правилах взаиморасчетов в системе обязательного медицинского страхования. Осуществляется централизованное сопровождение информационной системы.

7. С 2006 года во Владимирской области функционирует единая программа по выписке рецептов всем категориям льготополучателей и взаиморасчетов с фарм-поставщиками лекарственных средств. Проводится экспертиза выписанных и отпущенных рецептов. С целью обеспечения единого информационного проводится работа по переводу данной программы в единую защищенную корпоративную сеть медицинских учреждений области.

8. В настоящее время 30 медицинских учреждений выписывают лекарственные средства через единую корпоративную сеть на сервере ГБУЗ ВО «МИАЦ» с авторизацией пользователей с использованием смарт-карт, что позволяет ускорить процедуру выписки рецепта и уменьшить время ожидания пациента при оказании ему услуги. Это составляет больше 52% всех рецептов на льготные лекарственные препараты.

9. В целях исполнения мероприятий дорожной карты, разработанной Министерством здравоохранения Российской Федерации, по вводу в эксплуатацию сервиса «Запись на прием к врачу в электронном виде» в медицинских организациях Российской Федерации, оказывающих первичную медико-санитарную помощь, одобренной на совещании у Заместителя Председателя Правительства Российской Федерации О.Ю. Голодец (протокол от 13 июня 2012 № ОГ-П10-5пр), с 2011 года 85 учреждений здравоохранения были подключены к региональной информационной системе «Обслуживание пациентов», которая, в соответствии с требованиями Министерства здравоохранения с 1 декабря 2012 года была интегрирована с федеральным ресурсом электронной регистратуры. В настоящее время запись на прием к врачу идет в 80 медицинских организациях – за 2013 год подано 1 164 667 заявок на прием, за 5 месяцев 2014 года 556 688 заявок.

Региональная электронная регистратура обеспечивает не только запись на прием к врачам первичного звена, т.к. первичное звено должно быть доступно априори, но и к врачам узким специалистам путем самозаписи через портал. В электронной регистратуре разделяются потоки больных, и таким образом сервис в большей степени обеспечивает удовлетворение потребности именно в доступности услуг узких специалистов.

С целью обеспечения удобства пациента при поиске сервиса по записи на прием к врачу в области с 2009 года функционирует портал «Регистратура33.рф», который позволяет не только быстро найти нужное учреждение, но и оставить комментарий по работе портала и медицинских организаций.

Сопровождение пользователей и их техническая поддержка осуществляется ГБУЗ ВО «МИАЦ» круглосуточно.

10. С 1 декабря 2012 года начала работу горячая линия по записи на прием к врачу по многоканальному бесплатному телефону 8-800-200-36-33.

За 2013 по телефону «Горячей линии» принято и обработано 14848 обращений.

По целям обращений:

Тип обращения	Принято
Жалоба	285
Запись на прием	13309
Отмена заявки	230
Правила оказания услуги	333
Прочие вопросы (здравоохранение)	178
Прочие вопросы не связанные с работой центра	70
Уточнение расписания	437
Экстренная помощь	6

За 4 месяца 2014 по телефону «Горячей линии» принято и обработано 6891 обращение.

11. В целях реализации дорожной карты, разработанной Министерством здравоохранения Российской Федерации (письмо Министерства здравоохранения Российской Федерации от 10.08.2012 № 18-1/10/2-1336), по реализации в 2012-2014 годах проекта по вводу в эксплуатацию сервиса «Электронная медицинская карта» 8 учреждениями здравоохранения области в соответствии с частью 6 статьи 10 Федерального закона от 21.07.2005 № 94 «О размещении заказов на поставки товаров, выполнение работ, оказание услуг для государственных и муниципальных нужд» организованы и проведены совместные торги по приобретению и интеграции федерального и регионального сегмента электронной медицинской карты единой государственной информационной системы в сфере здравоохранения.

12. С целью упрощения принятия управленческих решений, в 2013 году внедрена информационная система «Мониторинг отчетности отрасли здравоохранения Владимирской области», которая автоматизирует процесс сбора, консолидации, мониторинга и анализа данных о деятельности медицинских организаций, что обеспечивает актуальную информацию для управления отраслью.

Каждая медицинская организация ежемесячно представляет более 60 отчетов, включая и нерегламентированные (более пяти дополнительных отчетов по заработной плате, оперативный сбор информации по заболеваемости, вакцинации, смертности и другим показателям).

Система Мониторинга значительно снижает трудозатраты на формирование свода отчетности. В системе реализованы механизмы мониторинга своевременного представления отчетов учреждениями с автоматическим уведомлением главных врачей о пропуске сроков.

Специалистами ГБУЗ ВО «МИАЦ» самостоятельно создают новые формы с помощью встроенного в систему конструктора, закладывая в них как внутриформенный, так и межформенный контроль данных.

Система позволяет исключить большой объем ручного труда по формированию данных в формате Excel. При этом упрощается не только оперирование данными, но и выполнение функций контроля процесса сбора отчетности на всех его стадиях.

13. С 2009 года создан и развивается информационный ресурс «Медицина33.рф», предоставляющий полную информацию по медицинским организациям Владимирской области. На его базе созданы официальные сайты учреждений.

К сожалению, пока в большинстве учреждений философия информатизации сводится к формуле «информатизация это дело программиста и операторов»

А время требует изменения философии на: «информационная система - новый инструмент врача», поэтому обучение медицинского персонала работе со всеми информационными ресурсами первостепенная задача медицинских организаций.

Философия руководителя медицинской организации по информатизации должна основываться на четком понимании её необходимости и прозрачности ценовой политики разработчиков информационных систем и провайдеров телематических услуг

Информатизация здравоохранения сегодня это решительное и срочное создание единой информационной системы лабораторной службы.

Информационных систем для прочтения маммографий, рентгенограмм при диспансеризации и профилактических осмотрах. Дефицит кадров параклинической службы можно решить только срочной централизацией с применением, конечно же информационных технологий.

Впереди много работы для решения первостепенных задач по информатизации главная цель достижения которой сводится к повышению доступности медицинской помощи

ИССЛЕДОВАНИЕ НАНОСТРУКТУРЫ ПОВЕРХНОСТИ ЭРИТРОЦИТОВ МЕТОДОМ ЗОНДОВОЙ МИКРОСКОПИИ

Филимоненко Д.С.¹, Петрович В.А.², Белевич Е.И.²

1 - Институт физики им. Б. И. Степанова НАН Беларуси, 220072 Минск, Беларусь

2 - Институт биофизики и клеточной инженерии НАН Беларуси, 220072, г.Минск,

E-mail: demonr@tut.by

Введение

Клетки крови одними из первых отвечают на воздействия, приводящие к изменениям условий функционирования организма, поэтому исследование их изменений в ответ на разнообразные физико-химические факторы представляет большой интерес. Эритроцит сам по себе является удобной моделью для изучения отклика клеточной мембраны на внешнее воздействие, поэтому эритроциты часто используются в исследованиях различных видов стресса, ионов металлов и лекарственных препаратов в норме и при патологии [1, 2].

Ионы кальция регулируют множество физиологических процессов, включая различные виды межклеточных взаимодействий и мембранные перестройки, однако, механизмы данного участия остаются недостаточно изученными. Кальций способен влиять на быстрые перестройки мембранного цитоскелета и, как следствие, на морфологию клеточной поверхности. Содержание ионов кальция в цитоплазме эритроцита очень низкое (30-60 нМ) по сравнению с плазмой крови (1,8 мМ), что является результатом баланса между пассивным поступлением Ca^{2+} в клетку и его активным выбросом. Нарушение работы Ca^{2+} -транспортеров в эритроцитах человека приводит к излишнему накоплению Ca^{2+} внутри клеток, что ассоциируется с множеством патологических состояний, включая серповидноклеточную анемию, талассемию и другие формы наследственных анемий [3].

Повышенный уровень цитозольного кальция индуцирует перераспределение основных фосфолипидов между монослоями мембранного бислоя [4], активирует кальций-зависимые калиевые каналы (каналы Гардоша), что приводит к потере ионов калия, хлора и воды, в результате чего происходит сморщивание клетки (Гардош-эффект) [5]. Параллельно активируется протеинкиназа Ca и эндопептидаза кальпаин, разрушающая белки цитоскелета, и наблюдается везикуляция клеточной мембраны. Поступление ионов кальция в эритроциты может приводить также к дозозависимому увеличению жесткости плазматической мембраны [6]. Значительный приток кальция может превысить буферную способность эритроцита, длительное увеличение проницаемости мембраны для ионов кальция приводит к серьезным нарушениям регуляции многих клеточных функций. Последующие протеолиз, окисление, необратимое сморщивание клетки и экспонирование фосфатидилсерина на внешней стороне мембраны способствуют удалению перегруженных кальцием эритроцитов из кровяного русла, в случае если они не подверглись гемолизу при прохождении через капилляры [3].

Для изменения содержания внутриклеточного кальция наряду с длительной инкубацией в среде с повышенной концентрацией кальция используют как неспецифические ингибиторы кальциевой помпы, так и кальциевые ионофоры, в частности, ионофор А23187 – мобильный переносчик двухвалентных катионов, способный обменивать один ион кальция на два протона [7].

Одной из методик, применяемых в настоящее время для исследования поверхности клеточных мембран, является зондовая микроскопия, в частности, атомно-силовая микроскопия (АСМ), и сканирующая ближнеполевая оптическая микроскопия (СБОМ), которые позволяют изучать наноструктурные особенности строения клеточной мембраны и позволяют детектировать мельчайшие нарушения мембранной структуры.

В настоящей работе с помощью методов зондовой микроскопии исследовалось влияние повышенного содержания внутриклеточного кальция на структуру эритроцитарных мембран.

Материалы и методы. Эритроциты получали из донорской крови путем центрифугирования и трижды отмывали в изотоническом растворе NaCl. Затем клетки инкубировали в среде, содержащей 0,5 мМ хлорида кальция и 0,2 мкМ ионофора А23187 (контрольные клетки инкубировали в среде без хлорида кальция и кальциевого ионофора) 5 и 10 мин при 37°C, после чего трижды отмывали от ионофора в 1% растворе бычьего сывороточного альбумина (БСА). Затем эритроциты отмывали дважды от БСА и ресуспензировали в изотоническом забуференном растворе NaCl pH 7,4 (3% гематокрит). Полученную суспензию эритроцитов фиксировали 2% глутаровым альдегидом в течение 1 ч при постоянном помешивании, затем центрифугировали и дважды отмывали осадки в дистиллированной воде. Фиксированные клетки разводили до 0,1% гематокрита в

дистиллированной воде, наносили на стекла, предварительно обработанные поли-L-лизином, и сушили 30 минут при комнатной температуре.

Результаты и обсуждение

На рис. 1 представлены АСМ изображения контрольных эритроцитов (I тип) и эритроцитов, инкубированных в течение 5 (II тип) и 10 мин (III тип) в среде, содержащей 0,5 мМ хлорида кальция и 0,2 мкМ ионофора A23187. Как видно из изображений, в некоторых случаях при инкубации происходила морфологическая трансформация эритроцитов, в частности вместо характерной для нормального эритроцита двояковогнутой формы наблюдалась односторонне вогнутая форма (II тип) а также фрагментация эритроцитов и появление отдельных протрузий, которые деформировали клетку (III тип). При этом нужно отметить, что большинство эритроцитов II и III типа морфологически не отличались от контрольных эритроцитов. На рис. 1 (г, д, е) представлены АСМ-изображения тонкой структуры клеточной мембраны эритроцитов I, II и III типов, имеющих нормальную двояковогнутую форму, в режиме латеральных сил. Как видно из изображений, тонкая структура поверхности мембраны контрольных эритроцитов состоит из равномерно распределенных, плотно упакованных гранул. Из изображений видно, что размеры гранул эритроцитов типа I и II существенно превышают размеры гранул эритроцитов III типа.

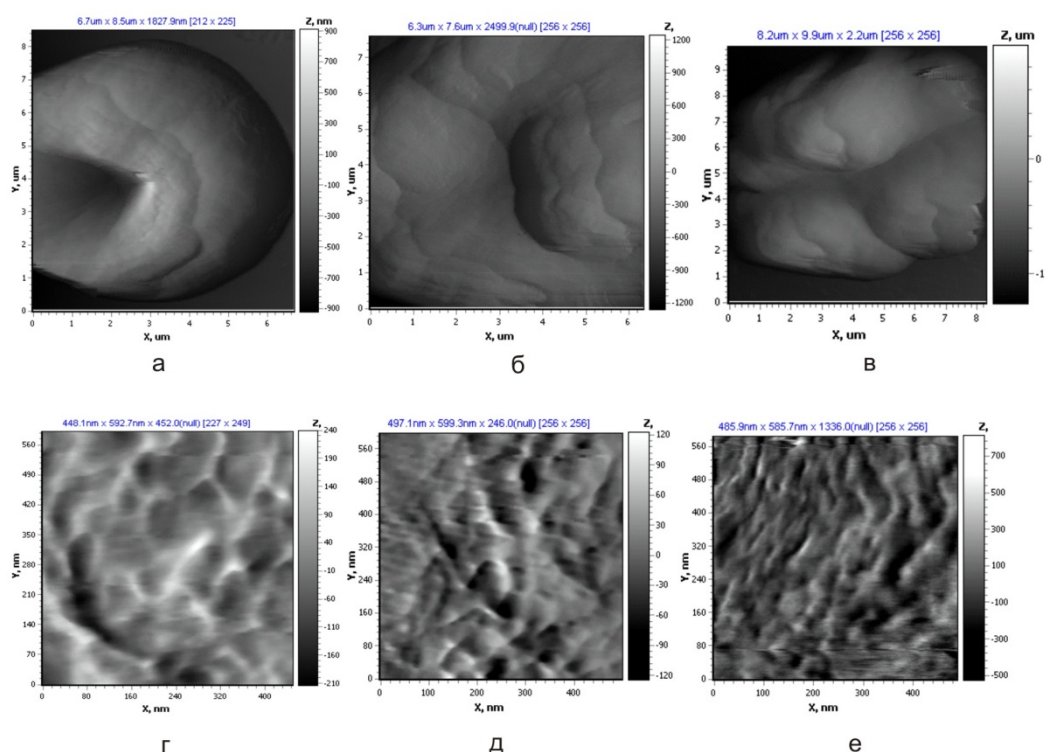


Рисунок 1 - АСМ-изображения эритроцитов: а, г – I типа, б, д – II типа, в, е – III типа

Количественную оценку структурных изменений мембраны можно получить, используя спектральную Фурье-фильтрацию АСМ-изображений, которая позволяет производить анализ поверхности в заданном интервале пространственных частот. Профиль поверхности эритроцита представляет собой реализацию случайной функции и содержит периодические компоненты, характеризующиеся пространственным спектром мощности. Показано, что определенные пространственные частоты спектра мощности такой функции можно напрямую связать со структурно-функциональными элементами липидного бислоя [8]. Прежде всего, это касается частот, соответствующих пространственным периодам 600, 150 и 60 нм. Последние два из них можно ассоциировать с размерами элементов спектринового цитоскелета и размерами белковых структур и кластеров на поверхности мембраны.

Представление двумерного изображения поверхности контрольных эритроцитов (I тип) и эритроцитов, инкубированных в течение 5 (II тип) и 10 мин (III тип) в среде, содержащей 0,5 мМ хлорида кальция и 0,2 мкМ ионофора A23187 в Фурье-пространстве получали выбирая два спектральных окна (20–100 нм и 100–250 нм), после чего использовали обратное преобразование для получения отфильтрованных изображений (рисунки 12 Б). Для каждого из этих изображений рассчитывались параметры шероховатости: среднее квадратичное отклонение R_q (отдельно для центральной области и края эритроцита в случае Фурье-фильтрации 100–250 нм), средний период по пикам S_m (участок профиля, пересекающий среднюю линию снизу вверх два раза). Результаты приведены в табл. 1.

Таблица 1 – Параметры шероховатости эритроцитов

Тип эритроцитов	R_q (100-250 нм) (центр), нм	R_q (100-250 нм) (край), нм	R_q (20-100 нм), нм	S_{mh} (20-100 нм), нм	Размеры гранул, нм
I	2,83	2,5	1,45	123,9	50–130
II	3,16	1,83	1,25	95	40–80
III	4,2	1,49	0,71	46,7	<45

Таким образом, из полученных данных можно сделать вывод, что с увеличением времени инкубации эритроцитов в среде, содержащей 0,5 мМ хлорида кальция и 0,2 мкМ ионофора A23187, для спектрального окна 100–250 нм шероховатость поверхности в центральной части (впадине) эритроцитов растет, в то время как на краю диска шероховатость уменьшается, что, возможно, говорит о характере изменений, происходящих с цитоскелетом клеточной мембраны. Для спектрального окна 20–100 нм наблюдается уменьшение шероховатости по всей поверхности эритроцитов. Это сопровождается уменьшением среднего периода профилей шероховатости, и уменьшением размера гранулоподобных структур на поверхности клеточной мембраны.

С целью изучения перераспределения липидов в плазматической мембране эритроцитов и дальнейшего выяснения участия различных мембранных компонентов в наблюдаемых с помощью метода АСМ изменениях мембранной поверхности было проведено исследование эритроцитов, меченых флуоресцентными аналогами липидов, входящих в состав плазматической мембраны (NBD-сфингомиелин). С помощью сканирующей ближнеполевой оптической микроскопии получено изображение немодифицированных эритроцитов и эритроцитов, в мембрану которых был встроен флуоресцентный аналог сфингомиелина (NBD-сфингомиелин). Для возбуждения люминесценции NBD- C_6 -сфингомиелина использовался светодиод с длиной волны $\lambda=460$ нм, которая примерно соответствует максимуму спектра поглощения люминесцентного зонда. При исследовании люминесценции образцов перед ФЭУ размещался notch-фильтр, отсекавший излучение с длинами волн 430-532 нм.

На рис. 2 (а, б) представлены СБОМ-изображения эритроцитов контрольного образца. На оптическом изображении эритроциты имеют вид темных пятен со светлой центральной областью. Уровень светового сигнала невысокий, засветка поверхности обусловлена небольшим пропусканием notch-фильтром излучения светодиода.

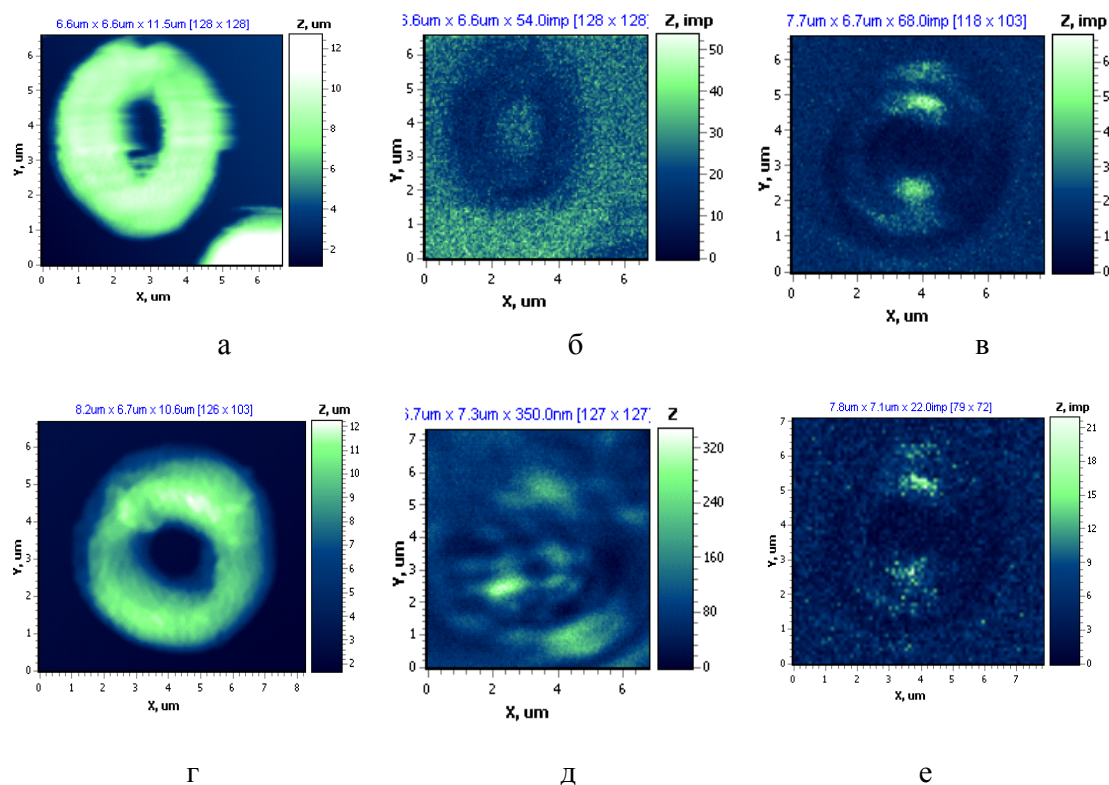


Рисунок 2 - СБОМ-изображения контрольных эритроцитов (а – топография б – оптическое изображение) и эритроцитов, на которых наблюдается свечение NBD- C_6 -Sm меченного сфингомиелина (г – топография; в, д, е – оптические изображения)

На рис. 2 (в-е) представлены изображения эритроцитов меченых NBD-сфингомиелином). Видно, что в пределах одного эритроцита существует одна-две области где интенсивность оптического сигнала значительно выше фонового сигнала в пространстве между эритроцитами. Это позволяет сопоставить данные области с областями локализации NBD-C₆-сфингомиелина в клетке. На рисунках 2 (в) и 2 (е) представлены СБОМ-изображения эритроцитов, на которых наблюдается свечение NBD-C₆-Sm меченного сфингомиелина, полученные последовательно – одно за другим, где обнаруживается уменьшение интенсивности свечения люминесценции эритроцитов с течением времени, что, по всей видимости связано с «выгоранием» люминесцентных меток.

Заключение

Получены значения параметров шероховатости эритроцитарной мембраны. Показано, что использование пространственного Фурье-анализа при АСМ-исследовании клеточной мембраны позволяет избирательно выявлять поверхностные изменения различных порядков. С использованием спектральных окон, которые определялись с учетом размеров различных структурно-функциональных компонентов мембраны, были проанализированы изменения в структуре шероховатости мембран для отдельных компонентов. Выявлена зависимость изменения профиля шероховатостей плазматической мембраны эритроцитов от концентрации внутриклеточного кальция, что может объясняться структурной перестройкой клеточной мембраны в процессе эхиноцитоза.

С помощью сканирующей ближнеполевой оптической микроскопии получено изображение немодифицированных эритроцитов и эритроцитов, в мембрану которых был встроен флуоресцентный аналог сфингомиелина (NBD-сфингомиелин). Полученные данные указывают на возможность использования NBD-аналогов для исследования изменений поверхности мембран эритроцитов методом ближнеполевой микроскопии.

Библиографический список

- 1 J. Bester [et al.]. High ferritin levels have major effects on the morphology of erythrocytes in Alzheimer's disease // *Front Aging Neurosci.* – 2013. – Vol.5. Article 88. P.1–14.
- 2 E. Pretorius [et al.]. Smoking and fluidity of erythrocyte membranes: A high resolution scanning electron and atomic force microscopy investigation // *Nitric Oxide.* – 2013. Vol.35. – P.42–46.
3. A.Bogdanova [et al.]. Calcium in red blood cells – a perilous balance // *Int. J. Mol. Sci.* –2013. – Vol. 14, №5. – P.9848–9872.
4. J. Connor, K. Gillum, A.J. Schroit. Maintenance of lipid asymmetry in red blood cells and ghosts: effect of divalent cations and serum albumin on the transbilayer distribution of phosphatidylserine // *Biochim. Biophys. Acta.* – 1990. – Vol. 1025, №1. – P. 82–86.
5. G. Gardos. The function of calcium in the potassium permeability of human erythrocytes // *Biochim. Biophys. Acta.* – 1958. – Vol. 30. – P. 653–654.
6. A.V. Muravyov, I.A.Tikhomirova. Role molecular signaling pathways in changes of red blood cell deformability // *Clini. Hemorheol. Microcirc.* –2013. – Vol. 53. – P. 45–59.
7. P. Pohl, Y.N. Antonenko, L.S. Yaguzhinsky. Kinetic properties of cation/H⁺-exchange: calcimycin (A23187)-mediated Ca²⁺/2H⁺-exchange on the bilayer lipid membrane// *Biochim. Biophys. Acta.* – 1990. – Vol. 1027, № 3. – P. 295–300.
8. E.K. Kozlova [et al.]. Analysis of nanostructure of red blood cells membranes by space Fourier transform of AFM images// *Micron* – 44 – 2013 – P. 218–227.

SCANNING PROBE MICROSCOPY INVESTIGATION OF ERYTHROCYTE MEMBRANE NANOSTRUCTURE

D.S. Filimonenko^a, V.A Petrovich^b, E.I Belevich^b

^aInstitute of Physics NASB, 220072 Minsk, Belarus

^bInstitute of Biophysics and Cell Engineering NASB, 220072 Minsk, Belarus
demonr@tut.by

Membranes of erythrocytes with elevated concentration of intracellular calcium were studied using atomic force microscopy (AFM) and scanning near-field optical microscopy (SNOM). Coefficients characterizing the roughness of the membrane were calculated. It was shown that erythrocyte membranes become smoother depending on time of incubation in medium with calcium ions and ionophore A23187 which can be attributed to the restructuring of cell membranes. It was shown that Fourier spectral filtering of AFM-images is an efficient tool for analytical studies of various effects associated with the modification of erythrocyte membranes. SNOM images of unmodified erythrocytes and erythrocytes marked with fluorescent analogue of sphingomyelin (NBD-sphingomyelin) allows us to reveal the areas of NBD-C₆-sphingomyelin localization within the cell.

НЕЧЕТКИЕ БАЗЫ ЗНАНИЙ ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ЭКСПЕРТНЫХ СИСТЕМ

Корневский Н.А., Стародубцева Л.В., Хрипина И.И.
 ФГБОУ ВПО Юго-Западный государственный университет, г. Курск, kstu-bmi@yandex.ru

Анализ многочисленных литературных данных и собственные исследования позволили сделать вывод о том, что значительное число задач прогнозирования, ранней и дифференциальной диагностики в медицинских приложениях характеризуется сложностью формализации классов состояния здоровья организма, а в задачах прогнозирования и ранней диагностики различные классы сильно пересекаются в пространстве информативных признаков [1,2,3,4]. Кроме того для целого ряда социально значимых задач построение прогностических и диагностических математических моделей характеризуется неполным и нечетким представлением исходных данных. В таких условиях рядом исследователей рекомендуется применять аппарат нечеткой логики принятия решений [1,2,3,4,5,6,7], который может составить методологическую основу проектирования баз знаний медицинских экспертных систем. В работе показывается, что достаточной универсальностью в медицинских приложениях обладают базы знаний сетевого типа в узлах которых располагаются унифицированные решающие модули настраиваемые на использование различных типов нечетких решающих правил.

Процесс синтеза нечетких правил принятия решений предлагается осуществлять в соответствии со следующей последовательностью действий.

1. На экспертном уровне определяются типы (прогноз, ранний, дифференциальный диагноз) и классы (вид, стадии и т.д.) заболеваний для которых формируется пространство информативных признаков.

2. Производится разведочный анализ в ходе которого уточняется структура классов в многомерном пространстве признаков, тип и характер возможных зон пересечений этих классов, казуистические ситуации, технология формирования признаков.

3. Под известные структуры данных и классов выбираются типы функций принадлежности и способы их агрегации по подпространствам и пространствам информативных признаков формируя частные и финальные решающие правила.

Укрупненно в этом пункте рекомендуется придерживаться следующих правил при выборе функций принадлежности и способов их агрегации [1,3].

3.1. Если группа или все информативные признаки таковы, что каждый из них увеличивает уверенность в гипотезе (диагнозе ω_ℓ), то частную и (или) общую уверенность $U_{\omega_\ell}(i)$ в ω_ℓ рекомендуется определять по формуле

$$U_{\omega_\ell}(i+1) = U_{\omega_\ell}(i) + \mu_{\omega_\ell}(x_i) [1 - U_{\omega_\ell}(i)] \quad (1)$$

где $\mu_{\omega_\ell}(x_i)$ - функция принадлежности к ω_ℓ с базовой переменной по признаку x_i ; i - номер признака в группе (подпространстве) или во всем списке признаков.

3.2. Если в различных подпространствах признаков с номером j любым из известных способов определена частная уверенность $UP_{\omega_\ell}(j)$ в гипотезе ω_ℓ и использование каждого из показателей $UP_{\omega_\ell}(j)$ увеличивает уверенность в ω_ℓ , то общая уверенность в ω_ℓ определяется выражением:

$$U_{\omega_\ell}(j+1) = U_{\omega_\ell}(j) + UP_{\omega_\ell}(j+1) [1 - U_{\omega_\ell}(j)] \quad (2)$$

где $U_{\omega_\ell}(1) = UP_{\omega_\ell}(1)$.

3.3. Если в подпространстве или пространстве признаков все из них таковы, что отсутствие одного из них требует отказа от ω_ℓ , то уверенность в исходной гипотезе определяется выражениями:

$$UP_{\omega_\ell} = \min_i [\mu_{\omega_\ell}(x_i)] \text{ или} \\ U_{\omega_\ell} = \min_i [\mu_{\omega_\ell}(x_i)] \quad (3)$$

Это правило с геометрической точки зрения можно трактовать как классификацию по попаданию исследуемого объекта в нечеткий гиперпараллелепипед ограниченный ненулевыми значениями всех $\mu_{\omega_\ell}(x_i)$ [1].

3.4. Если, наличие любого из признаков достаточно для оценки наличия гипотезы ω_ℓ , то рекомендуется использовать правила вида:

$$UP_{\omega_\ell} = \max_i [\mu_{\omega_\ell}(x_i)] \text{ или}$$

$$U_{\omega_\ell} = \max_i [\mu_{\omega_\ell}(x_i)] \quad (4)$$

3.5. Если в пространстве признаков находятся группы признаков удовлетворяющих (3) и (4), то рекомендуется использовать правило вида

$$U_{\omega_\ell} = \max_j \left\{ \min_i [UP_{\omega_\ell}(i, j)] \right\} \quad (5)$$

Геометрически это правило соответствует аппроксимации геометрических образов соответствующих исследуемым классам состояний наборами нечетких гиперпараллелепипедов [1].

3.6. Если в ходе разведочного анализа выясняется что между исследуемыми классами состояний возможно проведение разделяющих гиперплоскостей типа $Z_\ell = F_\ell(A_{\ell_i}, x_i)$, то целесообразно использовать правила вида:

$$UP_{\omega_\ell} = \mu_{\omega_\ell} [D_\ell(Z_\ell)] \text{ или}$$

$$U_{\omega_\ell} = \mu_{\omega_\ell} [D_\ell(Z_\ell)], \quad (6)$$

где F_ℓ - функция определяющая вид разделяющей поверхности Z_ℓ (линейная, кусочно-линейная, квадратичная и т.д); $D_\ell(Z_\ell)$ - функция расстояния от исследуемых объектов до разделяющей поверхности Z_ℓ [2].

Типовая структура экспертной системы реализующей рассмотренный метод приведена на рис. 1.

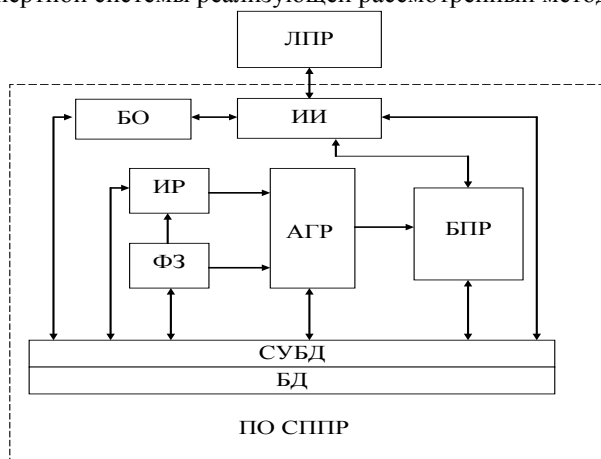


Рис. 1 Типовая структура СППР с нечетким логическим выводом

В этой системе взаимодействие лица принимающего решение (ЛПР) с программным обеспечением СППР (ПО СППР) осуществляется через интеллектуальный интерфейс (ИИ).

Процесс синтеза нечетких решающих правил типов 1,2,3,4,5,6 обеспечивает блок обучения (БО) взаимодействующий с базой данных (БД) системы через соответствующую систему управления (СУБД). В части правил использующих формулы типа (1) и (2) в работу «включается» итерационный решатель (ИР). Функции принадлежности формул 1,3,4,5,6 (переход к нечеткому представлению информации) реализуются фузификатором (ФЗ). Агрегация нечетких решающих правил реализуются агрегатором (АГР), а результаты работы СППР в форме пригодной для восприятия врачом (ЛПР) формируются блоком принятия решений (БПР).

Библиографический список

1. Корневский Н.А., Крупчатников Р.А., Горбатенко С.А. Синтез нечетких сетевых моделей обучаемых по структуре данных для медицинских систем. Медицинская техника №2. 2008. С. 18-24.
2. Геометрический подход к синтезу нечетких решающих правил для решения задач прогнозирования и медицинской диагностики / Корневский Н.А., Филист С.А., Устинов А.Г., Рябкова Е.Б. // Биомедицинская радиоэлектроника. 2012. № 4. С. 20-25.
3. Корневский, Н.А. Метод прогнозирования и диагностики состояния здоровья на основе коллективов нечетких решающих правил [Текст] Н.А. Корневский, Р.В. Руцкой, С.Д. Долженков // Системный анализ и управление в биологических системах-2013. – Т. 12. №4. С. 905-909 .

4. Корневский Н.А. Синтез нечетких классификационных правил в многомерном пространстве признаков для медицинских приложений [Текст] Н.А. Корневский, К.В. Разумова // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2012. №2. – 41. – С. 223-227.
5. Шаповалов В.В. Нечеткий метод построения решающих правил в системах скринирующей диагностики // Биомедицинская радиоэлектроника, 2013. №1. С. 64-66.
6. Bruce G. Buchanan, Edward H. Shortliffe. Rule-Based Expert Systems: The MYCIN Experiments of the Stanford Heuristic Programming Project. Addison-Wesley Publishing Com-pany. Reading, Massachusetts, 1984, ISBN 0-201-10172-6.
7. Zadeh, L.A. Advances in Fuzzy Mathematics and Engineering: Fuzzy Sets and Fuzzy Information-Granulation Theory. Beijing. Beijing Normal University Press. 2005. ISBN 7-303-05324-7.

DESIGNING INTELLIGENT MEDICAL DECISION SUPPORT SYSTEMS BASED ON FUZZY INFORMATION TECHNOLOGY

N.A Korenevsky, L.V. Starodubtceva, I.I. Khripina
Southwest State University, Kursk, kstu-bmi@yandex.ru

Abstract: In this paper we show that a number of medical problems for forecasting , early and differential diagnosis in the construction of the relevant expert systems appropriately addressed using the methods of fuzzy logic decision adapted to the classification problems .

To select the shape and parameters of membership functions to the studied classes of states and how they are encouraged to use the aggregation methodology exploratory analysis. Recommendations are given for the synthesis of fuzzy decision rules for constructing the knowledge base of medical decision support systems .

ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ОРГАНИЗАЦИИ ЛЕЧЕБНОГО ПРОЦЕССА

Ступаков И.Н., Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Сазыкина Л.В., Добрышина Н.В.
Проблемная комиссия «Медицинская кибернетика и информатика» РАМН, НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН,
l_saz@rambler.ru

Резюме. В этой статье выполнена привязка фрагментов протоколов лечения ко времени. Кроме собственно фиксации начала, конца и длительности лечения важно учитывать постоянные времени процессов жизнедеятельности и патологии. Весь комплекс – больной, клиника, техническое обеспечение – должен работать и контролироваться как динамическая функциональная система. Это открывает для клинической медицины принципиально новые возможности. Рассмотренная в этой статье кинетика операционных вмешательств является актуальным и эффективным направлением согласования кардиохирургии с современными техническими и биосоциальными технологиями.

Последние десятилетия кардиохирургию всё чаще сравнивают с высочайшими технологическими достижениями двадцатого столетия: полётами в космос, атомной энергетикой, всемирной паутиной и т.п. Действительно, по сложности, гуманности и искусству кардиохирургия стоит с ними в ряд. Есть различие. Принципиальное. Эти новейшие технологии имеют динамический характер. Управление ими использует методы анализа динамических процессов и синтеза оптимальных решений, развитые такими известными учеными, как А.М. Ляпунов, В.М. Глушков, А.А. Самарский, Д. Биркгоф и др. Все составляющие: управляющие сигналы, управляемые процессы, исполнительные органы, ЛПР (лица, принимающие и реализующие решения) строго и с большой точностью привязаны в этих организационно-технологических системах ко времени. Более того, эта их жизнь во времени, общая согласованность функций постоянно корректируется в соответствии с изменениями поведения всей системы в целом.

Наша цель – сравнить разброс данных всех операций с данными однотипных операций, выполненными одним хирургом, данными разных операций, выполненными одним хирургом, а также – разными хирургами. Цель сравнения – принципиальное различие сравниваемых групп и выделение тех из них, для которых возможно определить нормативы. Это исследование носит поисковый характер. Мы хотели проверить перспективность оценок времени, их значимость и, наоборот, отсутствие информативности, для тех или других подгрупп показателей. Оно тем более актуально, что некоторые наши коллеги отрицают в принципе значимость оценок времени операции и длительности выполнения её этапов и межэтапных промежутков. Настолько

категорически – что одна из публикаций (первая статья для специализированного журнала) с такими данными была снята с печати).

Материал и методы. Использованы данные больных, собранные в компьютерных базах автоматизированной системы обеспечения решений врача (АСОРВ) с 2001 г. по 2009 (14823 компьютерных историй болезни (данные и результаты опубликованы [1÷5]). Критерием фиксации этапов операции служили изменения в реальном времени показателей гемодинамики (рис. 1, [2, 5, 6]). Качество контроля обеспечивалось сотрудниками лаборатории математического моделирования и мониторинга, особенно при тяжелых патологиях, при новых операциях и при научных исследованиях [1, 3]. Результат выделения этапов согласовывался с операционным протоколом. Время начала операции определялось в соответствии с реальным поступлением больного в операционную. Сомнительные случаи уточнялись сравнением различных контролируемых и вычисляемых показателей между собой. Использовались также записи в историях болезней. Учитывались комментарии дежурных врачей, а также анестезиологов и аспирантов.

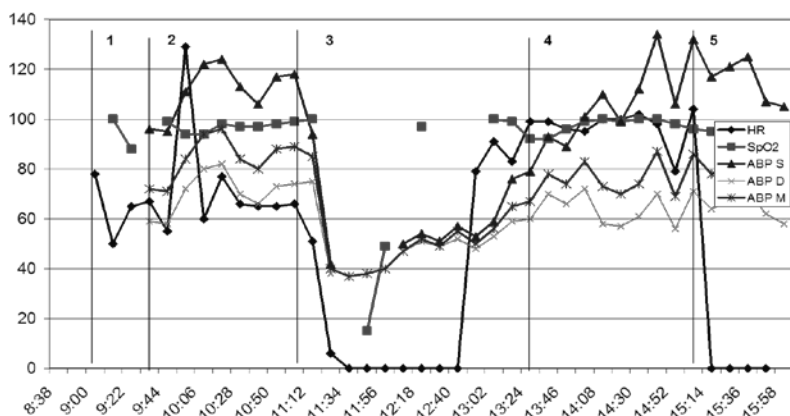


Рисунок 1 – Пример изменения показателей гемодинамики во время операции протезирования митрального клапана больного Б.: частоты сердечных сокращений (HR), насыщения артериальной крови кислородом (SpO_2), артериальное давление: систолическое (ABP S), диастолическое (ABP D) и среднего (ABP M). Вертикальными линиями отмечены этапы операции и межэтапные промежутки: 1 (9:00) – начало неинвазивного контроля, 2 (9:33) – начало инвазивного контроля, 3 (11:04) – начало искусственного кровообращения (ИК), 4 (12:43) – конец ИК, 5 (15:03) – конец операции. По оси абсцисс – время.

Оценка длительности однотипных операций одного хирурга. Для пробного анализа длительности однотипных операций одного хирурга из базы данных взяты все больные (19 пациентов), которые контролировались монитorno-компьютерной системой DocVue и которым в 2007 г. хирург А. выполнил протезирование аортального клапана. Установлено, что разброс средней длительности для всех этапов операций этого исследования не велик (от 4% до 14%). До основного этапа операции проходило в среднем 2 часа 8 минут (с разбросом ± 5 мин). Искусственное кровообращение продолжалось 1 час 6 минут (± 4 мин). После окончания искусственного кровообращения до перевода больного в реанимационное отделение проходило в среднем 2 часа 18 минут (± 12 мин). Операция в среднем длилась 5 часов 30 минут (± 16 мин); от 4 часов до 9 часов 27 минут. Такие показатели средней длительности этапов можно использовать как ориентиры при составлении протоколов операций (при условии, что операция была успешной и периоперационный период проходил без осложнений).

Отметим, что минимальные и максимальные значения существенно разнятся и характеризуют отклонение от протокола и/или особенности состояния, не выявленные диагностикой [5]. Различие наиболее длительной операции с наиболее короткой примерно в 2 раза требует дополнительных исследований.

Аналогичные результаты получены при исследовании других однотипных операций, которые выполнял один и тот же ведущий хирург.

Пример длительной и короткой однотипной операции одного хирурга. На рис. 2 серыми столбиками показано время операционных этапов больного Б., темно-серыми – больного П., которому была выполнена аналогичная операция. Обе операции выполнены одним и тем же хирургом.

Больной Б., семи месяцев, имел дефект межжелудочковой перегородки (ДМЖП). Ему была выполнена пластика дефекта в условиях искусственного кровообращения (ИК) и гипотермии.

Больной П., шести лет имел дефект межжелудочковой перегородки. Ему была выполнена пластика дефекта в условиях ИК, фармакоологической кардиopleгии (ФХКП) и гипотермии.

Операция больного П. длилась 3 часа 36 минут (последний столбец). На 2 часа дольше, 5 часов 36 минут, продолжалась операция больного Б. (предпоследний столбец). Операции проведены без особенностей и без осложнений. Период от поступления больного в операционную до подключения аппарата искусственного кровообращения для больного Б. длился 3 часа 36 мин, а для больного П. – 1 час 44 мин. После окончания искусственного кровообращения до перевода больного Б. в реанимационное отделение прошел 1 час 20 мин, а больной П. был переведен через 48 мин. Большая продолжительность этапа до искусственного кровообращения почти на 2 часа и на 32 минуты этапа после во время операции больного Б. связана с организацией лечебного процесса для детей разного возраста.

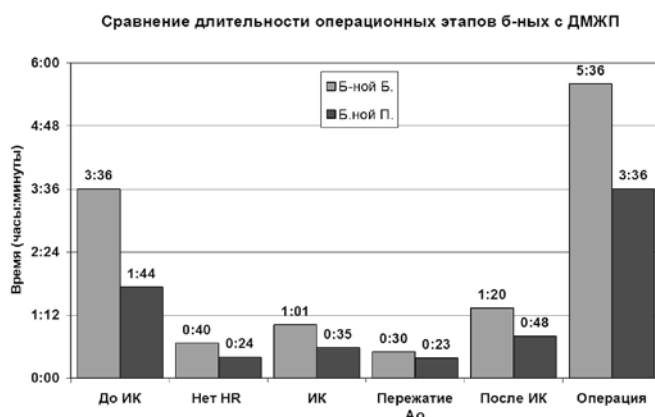


Рисунок 2 - Длительность операционных этапов больных Б. и П. во время пластики дефекта межжелудочковой перегородки (описание в тексте).

Пример зависимости гемодинамики от длительности этапов операции. Состояние больных по нашим данным существенно определяется длительностью, по крайней мере, некоторых этапов операции. Наибольшее влияние оказывают на состояние больного длительность периода от поступления больного в операционную до интубации, длительность ИК, а также время от окончания ИК до конца операции [3]. Например, сравним гемодинамику, рассмотренных в предыдущем разделе, больных (Б. и П.) с коротким и длительным временем операции (рис. 2). У больного с длительным операционным периодом достоверно ниже (почти вдвое) значения среднего артериального давления (АД) во время ИК, а также ниже значения насыщения крови кислородом (SpO₂) и несколько ниже систолическое (АДС), диастолическое (АДД) и среднее артериальное давление до и после ИК.

Статистическая проверка последнего результата в отношении других однотипных коротких и длительных операций оказалась невозможной, т.к. состояние больных существенно зависит от вводимых сильнодействующих лекарственных препаратов. Введение сильнодействующих лекарственных препаратов не контролируется мониторами и, вместе с тем, их вид и дозы сильно варьируют от больного к больному и даже в ходе лечения одного больного [1, 3, 4]. Многолетние наблюдения убедили нас в том, что увеличение длительности операций увеличивает риск осложнений. Понятно, что осложнения увеличивают длительность. Необходим специальный индивидуальный анализ, чтобы определить роль каждого фактора.

Длительности однотипных операций разных хирургов. Для снижения зависимости длительности операций от различий в условиях труда, специализации, оборудования и т.п. были проанализированы однотипные операции, выполненные специалистами, работающими в одном отделении. На рис. 3 приведены данные длительности операций пластики дефекта межжелудочковой перегородки, выполненных в одном и том же отделении двумя разными хирургами. Обозначим одного из них Г. (строки 2 и 3), другого – Д. (строки 4 и 5). Рассмотрим их результаты, когда они выполняли операции как первые ассистенты (строки 2 и 4, соответственно) и когда – основными, ведущими хирургами (строки 3 и 5).

Длительность (часы: минуты) операционных этапов и межэтапных промежутков у больных с пластикой дефекта межжелудочковой перегородки в 2007-2008 гг.

Оперировавший хирург	Кол-во больных	Ослож. н. лумер	Разница во времени между началом операции по расписанию с фактическим началом	Разница во времени от начала контроля до установки артериального катетера	Время от начала контроля до ИК	Отсутствие ритмической деятельности сердца	Время от запуска сердца до конца операции	Время от окончания контроля одного больного до начала контроля следующего	Общая длительность операции
Хирург Г. - ассистент	4	-	00:33 ± 00:06	00:24 ± 00:18	02:28 ± 00:08	01:01 ± 00:11	01:49 ± 00:11	01:05 ± 00:01	05:19 ± 00:13
Хирург Г. – ведущий хирург	6	-	01:19 ± 00:24	00:29 ± 00:05	01:53 ± 00:03	01:05 ± 00:08	01:21 ± 00:14	01:12 ± 00:00	04:20 ± 00:18
Хирург Д. - ассистент	10	-	00:33 ± 00:04	00:32 ± 00:04	02:20 ± 00:07	01:11 ± 00:04	01:49 ± 00:08	01:18 ± 00:20	05:12 ± 00:11
Хирург Д. – ведущий хирург	10	2/0 20%/0	01:10 ± 00:13	00:29 ± 00:02	01:46 ± 00:06	01:08 ± 00:03	01:07 ± 00:06	01:56 ± 00:34	04:03 ± 00:09

Рисунок 3 - Объяснения в тексте.

Длительность (часы: минуты) операционных этапов и межэтапных промежутков у детей первого года жизни, оперированных в одном отделении в 2007-2008 гг. хирургами Г. и Д.									
Оперировавший хирург	Кол-во больных	Осложн./ Умерло Число больных в % от общего кол-ва больных в группе	Разница во времени между началом операции по расписанию с фактическим началом	Разница во времени от начала контроля до установки артериального катетера	Время от начала контроля до ИК	Отсутствие ритмической деятельности сердца	Время от запуска сердца до конца операции	Время от окончания контроля одного больного до начала контроля следующего	Общая длительность операции
Хирург Г. ассистент	51	7/5 14%/9%	00:27±00:12	00:31±00:10	02:23±00:19	01:38±00:20	01:43±00:28	01:47±00:44	05:51±00:48
Хирург Г. ведущий хирург	36	2/0 4%/0%	01:04±00:10	00:34±00:04	01:45±00:05	00:51±00:03	01:16±00:06	01:47±00:08	03:35±00:10
Хирург Д. ассистент	35	3/1 9%/3%	00:33±00:09	00:36±00:05	02:22±00:14	01:11±00:05	01:48±00:10	01:53±00:28	05:33±00:20
Хирург Д. ведущий хирург	22	3/0 14%/0%	00:59±00:14	00:28±00:02	01:45±00:07	00:57±00:04	01:14±00:06	02:12±00:28	03:51±00:14

Разница в % длительности этапов операции хирургов Г. и Д., выполненных в качестве первых ассистентов и самостоятельно. Больные 2007-2008 гг. Учитываются этапы операции и межэтапные промежутки									
Оперировавший хирург	Кол-во больных	Осложн./ умер	Разница между началом операции по расписанию с фактическим началом	Разница от начала контроля до установки артериального катетера	До ИК	Отсутствие ритмической деятельности сердца	После запуска сердца	От окончания контроля одного больного до начала контроля следующего	Общая длительность операции
Хирург Г.	87	9/5	-57%	-8%	27%	42%	13%	0%	47%
Хирург Д.	57	6/1	-44%	22%	27%	20%0	31%	-14%	40%

Рисунок 4 - Объяснения в тексте.

Время ИК при однотипных операциях было примерно одинаково (около 1 часа), как в случаях, когда хирурги Г. и Д. были первыми ассистентами так и когда были ведущими. Т.е. время ИК не зависело от операционной бригады. Время, затраченное на дооперационный и послеоперационный этапы, существенно больше, когда хирурги Г. и Д. были первыми ассистентами (примерно на 20%).

Компактность приведенных в данном разделе данных времени операционных этапов и межоперационных промежутков при однотипных операциях разных хирургов позволяет ввести нозологическую норму длительности этапов операций. Естественно, эта норма относится к изначально не осложненным больным. В соответствии с нашими данными норма не зависит от оперирующей бригады. Отсутствие ориентации на нормативы времени этапов лечения является одной из причин вариации длительности операций.

Длительности разных операций одного хирурга. Исследованы 146 детей первого года жизни, проходивших лечение в одном и том же отделении Центра (рис. 4). Отметим отличия от однотипных операций. Среднее время ИК в отличие от однотипных операций было существенно выше (на 42% и 20%), когда хирурги Г. и Д. были первыми ассистентами по сравнению с теми операциями, когда они выступали в роли ведущих хирургов. Отсюда и среднее время операций также было в отличие от однотипных операций существенно (на 47% и 40%) больше, когда хирурги были первыми ассистентами по сравнению с теми операциями, которые они выполняли самостоятельно. Как и следовало ожидать, разные операции отличаются по длительности ИК, периодов до и после ИК. Но не сильно отличаются по последним двум этапам

Длительности разных операций разных хирургов. Рассмотрим длительность операционных этапов 1645 кардиохирургических операций в 2007 г. в целом за год. Продолжительность этапа от времени начала контроля до искусственного кровообращения была в среднем около двух часов (2:03±00:03). Средние значения стандартного отклонения, характеризующие индивидуальный разброс показателей составляет 40 мин, т.е. 33%. Для отдельных операций встречается более значительный разброс. Например, при операциях аортального протезирования этот этап колебался от 1ч 36 мин до 3ч 9 мин.

Продолжительность этапа искусственного кровообращения была в среднем около одного часа (1:08±00:01). Стандартное отклонение при этом составляет 41 мин, т.е. 60 %. При менее тяжелых операциях, например, при устранении дефекта межпредсердной перегородки этот этап существенно короче: в среднем от 35 мин. Индивидуальный разброс этого этапа велик.

Длительность этапа после запуска сердца до конца операции сравнима с этапом до искусственного кровообращения и составляет около двух часов (1:56±00:02). Индивидуальный разброс этого этапа также очень велик, например, для больных с протезированием аортального клапана он составил от 1 ч 20 мин до 5 ч 42 мин (табл. 13). Длительность этого этапа существенно зависит от состояния больного после выполнения основного этапа операций.

Длительность операций в целом была около 5 часов (04:52±00:05), разброс данных около 2-х часов (01:46, т.е. в среднем 37% от средней длительности операций). Длительность для однотипных операций колебалась от 2 ч 24 мин (табл. 15, 16) до 9 ч 27 мин (табл. 13).

Результаты 2007 г. были повторены при анализе данных 1780 больных в 2008 г. Большие массивы, привязанные к времени, могут быть использованы для оценки тяжести операций и общей квалификационной оценки качества кардиохирургического лечения в ЛПУ.

Обобщение. Средние значения времени выделенных этапов операции имеют компактный стабильный характер. Для однотипных операций одного хирурга ошибка среднего времени: от начала неинвазивного контроля до установки артериального катетера составляла от 7 до 19%, от начала инвазивного контроля до ИК от 3 до 7 %, отсутствия ритмической деятельности сердца от 4 до 18%, от запуска сердца до конца операции от 9 до 17%, длительности операций в целом от 4 до 13 %.

Максимальные разбросы длительности разных операций, выполненных разными хирургами существенно больше по сравнению со средними значениями разброса для однотипных операций одного хирурга.

В протоколах (рекомендациях) лечения заболеваний сердечно-сосудистой системы, как хирургических, так и терапевтических, целесообразно учитывать затраты времени на этапы и процедуры лечения. Это позволит улучшить оценки качества и прогностические возможности как для отдельных этапов, так и для операций в целом, по сравнению с методами, используемыми в настоящее время [1÷5]).

Время этапов должно представляться вместе с мониторно-компьютерными трендами при разборе осложнённых и летальных исходов операций.

Мы надеемся, что в ближайшее время информационные системы в операционных будут контролировать все условия операции: параметры операционного оборудования, помещения, действия бригады медработников и, конечно, состояние больного. Уже сейчас при поцикловом анализе мы контролируем тысячи измерений и соответствующих вычислений в реальном времени, поэтому разброс и анализ некоторых этапов операций потребовал длительного прецизионного статистического и клинико-физиологического анализа данных [4]. Этот анализ продолжается и его результаты будут представлены в следующих наших публикациях.

Библиографический список

1. Бураковский В.И., Бокерия Л.А., Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Люде М.Н., Работников В.С., Соколов М.В., Цховребов С.В. Компьютерная технология интенсивного лечения: контроль, анализ, диагностика, лечение, обучение. - М.: 1995. – 85 с.
2. Лищук В.А. Длительность операции как составляющая оценки качества лечения // Бюллетень НЦССХ им.А.Н.Бакулева РАМН. Сердечно-сосудистые заболевания. Мат.-лы 13 Всерос. съезда сердечно-сосудистых хирургов. – 2007. – Т.8. - №6 – С.237.
3. Лищук В.А. Бокерия Л.А. Математические модели и методы в интенсивной терапии: сорокалетний опыт. К 50-летию НЦССХ им А.Н. Бакулева. Часть 4, терапия, 1986 – 1996 гг. // Клиническая физиология кровообращения. Номер 2. – 2007 г. – М.: Издательство НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. – С. 5 - 21.
4. Лищук В.А., Лобачева Г.В., Никитин Е.С., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Леонов Б.И., Горбач А.А. Информация - живая вода медицины (часть 1)//Биотехносфера. 2009. №4 (4). С. 21-34.
5. Сазыкина Л.В., Газизова Д.Ш., Бурмистров А.С., Добрышина, Мухин В.Е. Методические возможности оценки длительности этапов операции.// Бюллетень НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. – май-июнь 2008.– Т. 9, №3. - С. 138.
6. Cotter G., Cotter M., Kaluski E. Hemodynamic monitoring in acute heart failure // Crit Care Med. – 2008. – Vol.36. – No. 1. – P. 40-43.

TECHNOLOGICAL BASES OF THE ORGANIZATION OF MEDICAL PROCESS

Stupakov I.N. Gazizova D. Sh., Lishchuk V.A. Sazykina L.V. Dobryshina N. V. Problem Commission «Medical Cybernetics and Informatics» RAMS, Bakulev Scientific Center of Cardiovascular Surgery RAMS, Moscow

In this research the binding of fragments of protocols of treatment at the right time is executed. Except actually fixing of the beginning, the end and duration of treatment it is important to consider constants of time of processes of activity and pathology. All complex – the patient, clinic, technical providing – has to work and be controlled as dynamic functional system. It opens essentially new opportunities for clinical medicine. The considered kinetics of operational interventions is the actual and effective direction of coordination of a heart surgery with modern technical and biosocial technologies.

ЦЕНТРАЛИЗАЦИЯ КЛИНИЧЕСКИХ ЛАБОРАТОРНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ ВО ВЛАДИМИРСКОЙ ОБЛАСТИ В УСЛОВИЯХ РЕАЛИЗАЦИИ ПРИОРИТЕТНЫХ НАПРАВЛЕНИЙ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ

Кирюхин А.В.¹, Романова М.А.²

1 - Департамент здравоохранения АВО

2 - Клинико – диагностическая лабораторией ГБУЗВО ОКБ

Современная клиническая лабораторная диагностика – бурно прогрессирующая медицинская диагностическая специальность, выполняющая исследования биоматериала человеческого организма. Стратегия развития клинической лабораторной диагностики должна быть подчинена общей концепции развития здравоохранения.

Основу клинической лабораторной диагностики составляют специфические биомедицинские технологии, соответствующее лабораторное оборудование, бесперебойное снабжения реагентами, специфические методические рекомендации, выполнение санитарных правил, технического контроля, подготовка персонала, экономическое обоснования.

Важнейшим направлением развития службы клинической лабораторной диагностики, в соответствии с Концепцией, следует считать развитие централизованных (ЦЛ) форм организации лабораторной службы. ЦЛ могут быть организованы на базе действующих диагностических центров, а также за счет активного привлечения к этой деятельности на конкурсной основе крупных негосударственных медицинских организаций, что непременно должно привести к сокращению расходов на лабораторную службу при повышении ее эффективности. Во многих территориях России (Москва, Санкт-Петербург, Краснодарский край, Свердловская, Омская и Иркутская области) идет процесс централизации лабораторной службы. Создаются большие ЦЛ по проведению клинических, биохимических, микробиологических исследований, гормональных с применением метода ИФА, ПЦР-диагностики и ряда других.

В лечебно – профилактических учреждениях Владимирской области (ВО) организованы 129 клиничко – диагностических, 9 микробиологических, 11 иммунологических, 2 коагулологических лабораторий, которые выполняют более 37,5 миллионов исследований в год. Однако почти 80 % в структуре лабораторных анализов приходится на низкоинформативные виды исследований - общеклиническое исследование крови и мочи, в то время, как современная клиническая практика нуждается в высокоинформативных видах лабораторных анализов. При переходе пациента с одного уровня оказания медицинской помощи на другой, или переводе в другое лечебно-профилактическое учреждение (ЛПУ), повторно выполняется до 40% лабораторных исследований, и примерно 20 % всех амбулаторных анализов в последующем дублируется с всязи с госпитализацией пациента в стационар.

В соответствии со штатным расписанием ЛПУ Владимирской области выделено более 320 ставок врачей – клд и 870 – лаборантов. В настоящее время по факту физическими лицами занято 48 % врачебных должностей и 65 % - средних лаборантов. С высшим медицинским образованием на должности врачей – клд работают только 40 % специалистов, 60 % - с биологическим образованием. Средний возраст врачей – клд составляет 55 лет, лаборантов – 46 лет.

Проект централизации КДЛ Владимирской области должен иметь пилотный характер и опираться на «концепцию развития службы клинической лабораторной диагностики России на 2004-2010 годы», заключение профильной комиссии МинЗдрава России по клинической лабораторной диагностике, современные стандарты лечения и обследования пациентов, приказ о лабораторной службе № 380 от 25.12.1997, стандарт оснащения КДЛ различного уровня.

Централизация лабораторий – не панацея, а инструмент развития, который позволит обеспечить доступность широкого спектра современных высокоинформативных лабораторных услуг высокого качества для различных социальных слоев населения страны (в первую очередь социально слабозащищенных слоев населения). Благодаря централизации можно значительно расширить возможности лабораторной службы:

- укрепить материальнотехническую базу;
- повысить качество исследований;
- решить проблему снабжения расходными материалами и контрольными образцами.

При этом:

- существенно сокращаются расходы в расчете на одно исследование;
- повышаются аналитические характеристики результатов анализов;
- создаются благоприятные условия для лабораторного обеспечения диспансеризации населения;
- сокращаются сроки обследования пациентов (на 3–4 дня);
- расширяется номенклатура исследований;
- более рационально используются оборудование, помещения и квалифицированные кадры;
- снижаются на 5–7 дней сроки занятости плановых стационарных койко-мест за счет качественного амбулаторного обследования.

Централизация может быть осуществлена между 3-мя различными уровнями оказания медицинской помощи в любых сочетаниях (амбулаторно-поликлинический – стационарный – реабилитационный). Централизации могут быть подвергнуты все виды лабораторных анализов, которые не связаны с оказанием экстренной и неотложной медицинской помощи. На базе ЦЛ будет проводиться первичная диагностика аутоиммунных заболеваний, эндокринопатий, злокачественных заболеваний, качественные и информативные профилактические осмотры и диспансеризация. Будет рассмотрен порядок преемственности лабораторных исследований в лабораториях учреждений первичного звена.

При определении ЛПУ для включения в перечень объектов для централизации лабораторных исследований необходимо исходить из того, что оптимальным является время доставки проб биологического материала в течение 2- 4 часов после его взятия (сбора). Использование современных одноразовых приспособлений для взятия проб и соблюдение определенных условий их подготовки и доставки в централизованную КДЛ, позволяют обеспечить сохранность качественных проб биологического материала для выполнения большого числа видов лабораторных анализов.

Прямой экономический эффект централизации зависит от количества лабораторных анализов, выполняемых централизованной КДЛ, чем больше их количество, тем КДЛ более экономически эффективна. Высокотехнологичные исследования методом ИФА от общего количества биохимических анализов по ВО составляет в среднем 2 %. Из них лаборатории области выполняют 55 тысяч анализов – 39,5 %, города – 51 тысяч анализов – 36,2 %, и в ОКБ – 34 тысяч анализов – 24 %. Изучение экономических аспектов деятельности

КДЛ показал, что в лаборатории, выполняющей в год 800 000 биохимических исследований итоговая средняя себестоимость теста в 2 раза ниже по сравнению с КДЛ выполняющей 200 000 анализов в год.

Первым пилотным этапом централизации КДЛ Владимирской области можно отнести организацию лабораторий неонатального скрининга в 2011 году и пренатальной диагностики в 2014 году на базе ОКБ.

Вторым этапом пилотного проектанеобходимо выделить централизацию высокотехнологичных методов исследования (ИФА и ИХА гормоны, выявлять на ранних стадиях такие заболевания, как сахарный диабет, онкомаркеры, инфекционная патология) на базе Областной Клинической больницы (ОКБ), где работают специалисты высшей квалификационной категории с большим опытом проведения данных исследований.

Третьим этапом централизации КДЛ ВО может быть реформирование бактериологической службы области. Включение в работу больших лабораторий Владимирского региона (Муром, Александров и др.).

Для выполнения поставленных целей необходимо:

Первое -

1. Создание сети: центральная лаборатория и несколько филиалов, где производится забор биоматериалов.
2. укрепление материально-технической базы клиничко-диагностических лабораторий за счет установки высокотехнологичного оборудования, обеспечения расходными материалами и контрольными образцами, что приведет к сокращению расходов в расчете на одно исследование и повышению аналитических характеристик результатов;
3. значительно расширит диапазон исследований;
4. существенно повысит их качество путем внедрения системы обеспечения качества лабораторных исследований;
5. сократить сроки обследования больных и общие сроки их пребывания в стационаре;
6. снизить потребность лабораторной службы в специалистах клинического лабораторного профиля.

Второе-

1. чтобы повысить экономическую эффективность и ускорить окупаемость централизованной лаборатории, необходима оптимальная организация работы, предусматривающая внедрение системы управления качеством услуг, а также гибкое ценообразование, что повысит спрос на услуги и, в конечном итоге, обеспечит достаточный уровень рентабельности всей системы.
2. При оценке затрат и расчете цен (тарифов) на лабораторные медицинские услуги учитываются затраты на заработную плату, закупку реактивов, контрольных материалов, калибраторов, внешний контроль качества, амортизацию оборудования, коммунальные платежи, накладные расходы, информационные технологии.

Третье-

1. в рамках данного проекта должно быть уделено внимание оснащению и программному обеспечению централизованной клиничко - диагностической лаборатории. В состав оборудования необходимо включить автоматизированную систему пробоподготовки, автоматические анализаторы для проведения различных типов исследований, а так же лабораторную информационную систему (ЛИС). ЛИС способна обеспечить не только ускорение документооборота, но и формирование стандартизованного лабораторного заключения.

Четвертое -

1. Обязательными условиями работы централизованной системы клинической лабораторной диагностики является соблюдение правил отбора и транспортировки проб биоматериалов, а также надежное функционирование линий связи для обмена необходимой информацией между врачами и лабораториями.

1.1.1.1 I. Цитологические исследования

1. Цитологические исследования пунктатов:

- а) молочной железы;
 - б) мягких тканей, кожи;
 - в) костей;
 - г) щитовидной железы и опухолевидных образований шеи;
 - д) придаточных пазух носа;
 - е) слюнных желез;
 - ж) легкого, печени, селезенки, почки;
 - з) предстательной железы;
 - и) яичка.
2. Цитохимические исследования цитологического материала <*>:

<*> В том числе цитохимические исследования гематологических препаратов.

- а) на гликоген;
- б) на липиды;
- в) на ДНК;
- г) на РНК;

- д) на ферменты (пероксидаза, кислая фосфатаза, щелочная фосфатаза и др.).
3. Определение полового хроматина:
- а) в эпителиальных клетках слизистой оболочки полости рта;
 - б) в клетках крови;
 - в) в опухолевых клетках.
4. Прочие:
- а) исследование периферической крови на LE клетки;
 - б) исследование костного мозга на LE клетки.

1.1.1.2 II. Биохимические исследования

1.1.1.3 А. Показатели белкового обмена:

1. Определение общего белка в сыворотке крови.
2. Определение белковых фракций в сыворотке крови.
3. Определение остаточного азота в сыворотке крови.
4. Определение аминокислот в сыворотке крови.
5. Определение аммиака в биологических жидкостях.
6. Определение креатина в сыворотке крови и моче.
7. Определение креатинина в сыворотке крови и моче.
8. Определение железосвязывающей способности белков сыворотки крови.
9. Определение индикана в сыворотке крови и моче.
10. Определение мочевины в сыворотке крови и моче.
11. Определение мочевой кислоты в сыворотке крови и моче.
12. Проба тимоловая с сывороткой крови.
13. Проба сулемовая с сывороткой крови.
14. Проба Вельтмана с сывороткой крови.
15. Проба формоловая с сывороткой и плазмой крови.

1.1.1.4 Б. Показатели липидного обмена:

1. Определение общих липидов.
2. Определение общего холестерина.
3. Определение эфиров холестерина.
4. Определение свободного холестерина.
5. Определение общих фосфолипидов.
6. Определение триглицеридов.
7. Определение общих жирных кислот в сыворотке крови
8. Определение эфирно-связанных жирных кислот.
9. Определение свободных жирных кислот.
10. Определение липопротеидов.
11. Определение липопротеинограммы (метод электрофореза).
12. Определение кетоновых тел в моче и крови.

1.1.1.5 В. Показатели углеводного обмена:

1. Определение гексозаминов в крови.
2. Определение лимонной кислоты в крови.
3. Определение молочной кислоты в крови.
4. Определение пировиноградной кислоты в крови.
5. Определение гликогена в крови.
6. Определение гликопротеидов в крови.
7. Определение гликопротеинограммы в крови (метод электрофореза).
8. Определение серомукоида в сыворотке крови.
9. Определение сиаловых кислот в сыворотке крови.

1.1.1.6 Г. Исследование пигментов:

1. Определение билирубина и его фракций в сыворотке крови.
2. Определение уропорфиринов в моче
3. Определение копропорфиринов и эритроцитах

1.1.1.7 Д. Показатели водно-солевого и минерального обмена:

1. Определение объема циркулирующей крови.
2. Определение объема циркулирующей плазмы.
3. Определение глобулярного объема.
4. Определение осмолярности сыворотки и мочи.
5. Определение общего объема воды в организме.

6. Определение объема внеклеточной воды в организме.
7. Определение натрия в биологических жидкостях.
8. Определение калия в биологических жидкостях.
9. Определение кальция в сыворотке крови и в моче.
10. Определение магния в сыворотке крови и в моче.
11. Определение меди в сыворотке крови и в моче.
12. Определение хлоридов в биологических жидкостях.
13. Определение железа в сыворотке крови и в моче.
14. Определение неорганического фосфора в сыворотке крови и в моче.

1.1.1.8 Е. Показатели кислотно-щелочного равновесия:

1. Определение показателей кислотно-щелочного равновесия по Аstrupу и Зиггарду - Андерсену (актуальный рН крови, актуальный рСО₂, ВЕ и др.).
2. Определение рН крови.
3. Определение щелочного резерва (аппаратом ван-Слайка).
4. Определение рН мочи.

1.1.1.9 Ж. Показатели свертывающей и противосвертывающей систем крови (коагулологические показатели):

1. Определение времени рекальцификации.
2. Определение толерантности плазмы к гепарину.
3. Тромботест.
4. Определение потребления протромбина.
5. Тест генерации тромбопластина.
6. Определение истинного протромбина (фактор II).
7. Определение проакцелерина (фактор V).
8. Определение проконвертина (фактор VII).
9. Определение антигемофилического глобулина (фактор VIII).
10. Определение антитромбиновой активности.
11. Определение гепарина.
12. Определение фибриногена.
13. Определение фибриногена "Б".
14. Определение активности фибриназы.
15. Определение фибринолитической активности (плазмина).
16. Определение активности урокиназы.
17. Определение антифибринолизина.
18. Определение толерантности к фибринолизину.

1.1.1.10 З. Ферменты:

1. Определение активности альдолазы в сыворотке крови.
2. Определение активности альфа-амилазы в биологических жидкостях.
3. Определение активности гуаназы.
4. Определение активности креатинфосфокиназы.
5. Определение активности лактатдегидрогеназы.
6. Определение активности липазы.
7. Определение активности малатдегидрогеназы.
8. Определение активности сорбитдегидрогеназы.
9. Определение активности аспартаминотрансферазы (АСТ) в сыворотке крови
10. Определение активности аланинаминотрансферазы (АЛТ).
11. Определение активности трипсина и его ингибиторов.
12. Определение активности кислой фосфатазы.
13. Определение активности фосфатазы щелочной в кале и в сыворотке крови.
14. Определение активности холинэстеразы сывороточной и эритроцитарной.
15. Определение активности церулоплазмينا в сыворотке крови.
16. Определение активности уропепсина в моче.
17. Определение активности энтерокиназы в кале.

1.1.1.11 И. Гормоны и медиаторы:

Определение содержания в крови:

1. 11-оксикортикостероидов:
 - а) суммарных;
 - б) биологически активных и связанных с белком форм.
2. 17-оксикортикостероидов:

- а) свободных;
 - б) глюкуронидов;
 - в) сульфатов.
3. АКТГ.
 4. Адреналина и норадреналина.
 5. Ацетилхолина.
 6. Серотонина.
 7. Гистамина.
 8. Гистаминазы.
 9. Гистаминопексии.
 10. Связанного с белком йода.
 11. Бутанолэкстрагируемого йода.
 12. Гонадотропного гормона гипофиза.
 13. Тиреотропного гормона гипофиза.
 14. Лактикотропного гормона гипофиза.

Определение содержания в моче:

1. 17-оксикортикостероидов:
 - а) свободных;
 - б) глюкуронидов;
 - в) сульфатов.
2. 17-кетостероидов:
 - а) нейтральных суммарных;
 - б) фракций.
3. Эстрогенов:
 - а) суммарных;
 - б) фракций.
4. Прегнандиола.
5. Прегнантриола.
6. 3-оксоальдостерона.
7. ДОФА, дофамина.
8. Адреналина и норадреналина.
9. Ванилил-миндальной кислоты.
10. Гомованилиновой кислоты.
11. 5-оксииндолилуксусной кислоты.

1.1.1.12 К. Витамины:

1. Определение аскорбиновой кислоты (витамин С).
2. Определение тиамин (витамин В).
3. Определение рибофлавина (витамин В).
4. Определение кобаламина (витамин В).

1.1.1.13 Л. Определение тяжелых металлов и лекарственных веществ:

1. Определение мышьяка в моче, в крови и тканях.
2. Определение свинца в моче, в крови и тканях.
3. Определение ртути в моче.
4. Определение группы алкалоидов в биологических материалах.
5. Определение группы снотворных и седативных в биологических материалах.
6. Определение сульфаниламидов в моче и др.

1.1.1.14 М. Прочие исследования:

1. Определение АТФ.
2. Реакция ацетилирования.
3. Проба на амилоидоз.
4. Проба бромсульфалеиновая (BST).
5. Проба Квика (на синтез гиппуровой кислоты).
6. Анализ конкрементов (каловых, мочевых, желчных).

1.1.1.15 III. Микробиологические исследования

1. Посевы на стерильность хирургического материала, крови, экссудатов, трансудатов и т.д.
2. Посевы воздуха в закрытых помещениях (операционных, больничных палатах и пр.).
3. Посевы смывов с рук и с предметов внешней среды.

4. Полный бактериологический анализ крови, кала, мочи, желчи, рвотных масс на сальмонеллы и шигеллы с применением сред обогачения и развернутым определением культуральных и серологических свойств.
5. Сокращенное исследование на сальмонеллы и шигеллы при повторных анализах.
6. Бактериологический анализ при пищевых токсикоинфекциях на кишечную, кокковую и анаэробную флору.
7. Исследование при пищевых токсикоинфекциях в одном направлении для обнаружения флоры одного вида.
8. Бактериологическое исследование кала и мочи на кишечную палочку, в том числе на патогенные серотипы.
9. Определение дисбактериоза (кишечная флора, флора зева и др.).
10. Полный бактериологический анализ слизи из зева и носа или других материалов на коринебактерии дифтерии.
11. Сокращенное исследование на коринебактерии дифтерии при повторных анализах.
12. Полный бактериологический анализ слизи на бордетеллы коклюша и паракоклюша.
13. Полное бактериологическое исследование крови, гноя, экссудатов, трансудатов и других материалов на кокковую флору.
14. Определение чувствительности микробов к антибиотикам методом бумажных дисков.
15. То же методом серийных разведений.
16. Определение степени бактериурии и бактериемии.
17. Посев на патогенные грибы.
18. Определение кандидомикоза.
19. Определение концентрации антибиотиков в биологических жидкостях.
20. Исследование разных материалов на паразитарные грибы.

1.1.1.16 IV. Иммунологические исследования

1.1.1.17 А. Реакции специфического иммунитета

1.1.1.18 1. Реакции агглютинации

1. Реакция агглютинации с диагностикумами:
 - а) реакция Видаля;
 - б) реакция Вейль - Феликса;
 - в) реакция с риккетсиями;
 - г) реакция Райта;
 - д) реакция Хеддельсона.
2. Реакция агглютинации с живыми микробами:
 - а) реакция с сальмонеллами и шигеллами;
 - б) реакция с аутомикробами.

1.1.1.19 2. Реакции преципитации

1. В пробирках с готовым антигеном:
 - а) определение стрептококковых антител (антигиалуронидазы, анти-О-стрептолизина, ангистрептокиназы);
 - б) определение стафилококковых антител (антистафилолизина);
 - в) реакция с трихинеллезным антигеном;
 - г) реакция с цистицеркозным антигеном.
2. В пробирках, капиллярах и на предметных стеклах с приготовлением антигена:
 - а) группирование стрептококка;
 - б) реакция иммунофлуоресценции.
3. В геле методом двойной диффузии.

1.1.1.20 3. Реакции гемагглютинации

1. Реакция пассивной гемагглютинации (РПГА) с эритроцитарным диагностикумом:
 - а) Vi-гемагглютинация;
 - б) при дизентерии и энтероколите;
 - в) при прочих инфекциях.

1.1.1.21 4. Реакции связывания комплемента (РСК)

- а) реакция Вассермана;
- б) реакция Борде - Жангу с коклюшным и паракоклюшным антигеном;
- в) реакция Вейнберга на эхинококкоз;
- г) реакция на токсоплазмоз;
- д) реакция с трихинеллезным, цистицеркозным, риккетсиозным, склеромным и др. антигенами.

1.1.1.22 Б. Реакции неспецифического иммунитета**1.1.1.23 1. Реакции агглютинации**

1. Реакция Кумбса прямая (определение антител к эритроцитам).
2. Реакция Кумбса непрямая (определение антител к эритроцитам).
3. Определение антител к лейкоцитам (лейкоагглютинины).
4. Определение антител к тромбоцитам (тромбоцитоагглютинины).
5. Определение органоспецифических антител.
6. Реакции агглютинации инертных частиц:
 - а) латекс-тест;
 - б) дерматоловый тест;
 - в) коллоидных частиц.
7. Определение LE-фактора.

1.1.1.24 2. Реакции гемагглютинации

1. Определение антител к лейкоцитам (лейколизины).
2. Определение антител к тромбоцитам (тромбоцитоллизины).
3. Определение антител к ДНК.
4. Определение типа антител к ДНК (реакция нейтрализации антител).
5. Определение органоспецифических антител.
6. Определение эмбриоспецифического глобулина.
7. Определение титра комплемента по 100% гемолизу.
8. Определение титра комплемента по 50% гемолизу.
9. Определение бета-лизинов.
10. Реакция Ваалер - Розе.
11. Определение антител к лекарствам.

1.1.1.25 3. Реакции преципитации

1. Реакции кольцепреципитации в капиллярах:
 - а) определение С-реактивного белка;
 - б) реакция преципитации с агрегированным гаммаглобулином.
2. Реакция преципитации в геле:
 - а) двойная иммунодиффузия;
 - б) иммуноэлектрофорез;
 - в) реакция радиальной иммунодиффузии по Манчини.

1.1.1.26 4. Иммунофлуоресцентный анализ

1. Реакция Кунса прямая.
2. Реакция Кунса непрямая.
3. Определение антиядерных факторов:
 - а) антитела к ДНК;
 - б) антитела к нуклеопротеину;
 - в) LE-фактора.

1.1.1.27 5. Прочие иммунологические исследования

1. Определение нуклеинового индекса --- лимфоцитов.
ДНК
2. Дисковый электрофорез в акриламидном геле.
3. Определение иммунных глобулинов методом осаждения.
4. Фагоцитоз (фагоцитарный индекс, фагоцитарное число).
5. Фагоцитоз с определением завершенности (по Берману).
6. Определение титра лизоцима.



**ЕВРОПЕЙСКАЯ РАМОЧНАЯ ПРОГРАММА «ГОРИЗОНТ 2020»: НАУЧНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ И
ИННОВАЦИИ**
EUROPEAN FRAMEWORK PROGRAM “HORIZON 2020”: RESEARCH AND INNOVATION

Сушкова Л.Т.

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых

Седьмая рамочная программа по научно-технологическому развитию Евросоюза (FP7) завершается. На смену ей в 2014 г. пришла новая программа по научным исследованиям и инновациям – «Горизонт 2020» (Horizon 2020) с бюджетом около 80 млрд. евро. Программа призвана стимулировать трансформацию научных достижений в инновационные продукты и услуги.

Впервые в рамках программы «Горизонт 2020» объединены все финансовые средства, направляемые ЕС на поддержку научных исследований и инноваций. Новая программа объединяет три ранее существовавшие программы. Это - FP7, рамочная программа развития конкурентоспособности и инноваций (Competitiveness and Innovation Programme – CIP), программа Европейского института инноваций и технологий, а также программа неядерных исследований Объединенного научно-исследовательского центра.

Объединение программ должно обеспечить:

- согласованность с национальными финансовыми институтами стран-членов ЕС,
- повышение результативности субсидируемых работ, исключение дублирования и фрагментарности,
- сокращение излишних административных барьеров и упрощение конкурсных процедур.

Цели и задачи программы «Горизонт 2020» полностью соответствуют новой стратегии «Европа 2020» развития ЕС в сфере науки, технологий и инноваций. Реализация программы должна способствовать:

а) созданию научно-технологической основы для ускоренного и устойчивого экономического развития объединенной Европы,

б) росту ее конкурентоспособности в мире,

в) повышению занятости,

г) выведению ЕС на уровень наиболее развитых в научно-технологическом отношении государств,

е) завершению формирования единого европейского научного пространства. К 2020 г. ЕС должен стать Инновационным Союзом.

Основой реализации стратегии развития ЕС «Европа 2020» являются: кадровый потенциал, исследовательские программы и инфраструктуры, совместное использование знаний и международная научно-техническая кооперация.

Целевая установка новой рамочной программы – это преодоление барьеров сотрудничества, препятствующих мобильности ученых и циркуляции информации, знаний и технологий. Речь идет об устранении барьеров между:

1) странами (путем образования многонациональных консорциумов с привлечением исследователей из всех стран мира);

2) различными типами организаций (университетами, научными центрами, коммерческими и частными предприятиями, в том числе малыми, средними, крупными компаниями);

3) различными научными сферами;

4) национальными финансовыми фондами.

Структура программы «Горизонт 2020» включает в себя **3 основных приоритета (блока)**, каждый из которых состоит из нескольких разделов, нацеленных на решение конкретных задач.

1. Передовая наука (Excellent Science) с бюджетом в 24,5 млрд. евро. Главная задача этого приоритета - повышение уровня научных исследований ЕС и обеспечение конкурентоспособности европейской науки путем генерации передовых знаний.

Исходные предпосылки: а) конкурентоспособные фундаментальные и высокорисковые исследования – основа будущих технологий, занятости и качества жизни; б) Европе требуется развитие, привлекательность и поддержка исследовательских талантов; в) исследователям необходим доступ к первоклассной научной инфраструктуре. На этой основе определены **цели приоритета «Передовая наука»** и сформированы 4 раздела этого блока программы.

Цели::

- поддержка выдающихся исследователей и их научных групп (исследования без границ);
- финансирование совместных исследований, открывающих новые области инноваций;
- проведение тренингов и программ повышения квалификации (карьерный рост);
- предоставление доступа к исследовательским инфраструктурам мирового класса.

Реализация указанных целей будет осуществляться через конкурсы по 4 разделам:

а) раздел «Европейский научный совет» (European Research Council -ERC) — поддержка талантливых и креативных опытных ученых из любой страны мира для реализации их научных идей и руководства научными коллективами в странах ЕС;

б) раздел «Будущие и зарождающиеся технологии» (Future and Emerging Technologies - FET) — поддержка партнерских проектов на стыке научных дисциплин, в новых, только возникающих областях, проектов с высокой долей риска;

в) подпрограмма Марии Склодовской-Кюри (Marie Skłodowska-Curie Actions – MSCA) - обучение молодых ученых, поддержка международной и межотраслевой мобильности, развитие карьеры исследователей в течение всей профессиональной жизни;

г) раздел «Европейская научная инфраструктура, в том числе электронная» (European research infrastructures, including e-infrastructure) -совершенствование европейских исследовательских инфраструктур.

2. Индустриальное лидерство (Industrial Leadership), бюджет которого составит почти 18 млрд.евро. Целевая установка приоритета - способствовать превращению Европы в область НИОКР, в территорию притяжения инвестиций и привлечения их в ключевые промышленные технологии, а также росту и выведению европейских компаний на мировые рынки.

Исходные предпосылки:

- а) требуется стратегия инвестиций в ключевые зарождающиеся и промышленные технологии,
- б) необходимо привлечение частных инвестиций в исследования и инновации;
- в) Европе необходимо увеличить количество инновационных малых и средних предприятий для обеспечения роста и занятости.

Цели приоритета «Индустриальное лидерство»:

а) достижение лидерства в области ключевых промышленных технологий в сфере информационно-коммуникационных технологий (ИКТ), микро- и нанoeлектроники, фотоники и нанотехнологий (НТ), новых материалов, биотехнологий, перерабатывающей промышленности и космоса;

б) поддержка малого и среднего бизнеса (МиСБ) инновационной сферы (задача - увеличить процент участия МиСБ в проектах);

в) облегчение доступа к рисковому финансированию (задача- привлечение средств частного бизнеса для финансирования исследований и разработок).

3. Социальные вызовы (Societal Challenges) с бюджетом порядка 32 млрд. евро. Включение этого приоритета в программу «Горизонт 2020» обусловлено обеспокоенностью граждан и политиков ЕС состоянием энергетики и климата, безопасностью транспорта, доступностью и качеством здравоохранения, демографией и вопросами безопасности личности и др.. Ясно, что прорывные решения этих проблем невозможны без инноваций и межотраслевого сотрудничества (включая экономистов и социологов), и требуют тестирования, демонстрации работоспособности, а в случае успеха- масштабирования.

Поэтому целевая установка этого приоритета - решение основных социальных проблем в ответ на вызовы современности с помощью объединения ресурсов и знаний в разных научных областях на всех стадиях инновационного процесса.

Финансирование фокусируется на таких областях, как:

- здравоохранение, демографические изменения и качество жизни;
- безопасность продуктов питания, сельское хозяйство, эко-системы и био-экономика;
- безопасная, чистая и эффективная энергетика;
- интеллектуальный, экологически-безопасный интегрированный транспорт;
- изменение климата и рациональное использование ресурсов и сырья;
- открытое, инновационное и безопасное общество.

Следует отметить, что в программе «Горизонт 2020» инновации трактуются более широко и не ограничиваются выпуском на рынок новой продукции, а охватывают также процессы и системы, включая дизайн, творчество, услуги и социальные инновации. Финансирование такой деятельности должно сочетаться с поддержкой научно-технического развития.

Отличительные особенности новой программы «Горизонт 2020»:

- а) особое внимание коммерциализации результатов научно-исследовательских проектов;
- б) предоставление непрерывной поддержки разработкам от идеи до выхода на рынок (попытка создания единого механизма поддержки всех стадий инновационной цепочки);
- в) предоставление больших возможностей новым участникам и молодым перспективным ученым для продвижения своих идей и получения финансирования;
- г) снижение уровня административных барьеров путем упрощения структуры программы, правил и процедур финансирования, сокращения бюрократической волокиты (благодаря упрощению схемы возмещения расходов, внедрения «единого подхода» для участников), сокращения работы с бумагами при подготовке предложений, уменьшения количества проверок и аудитов.

Общая цель: привлечение лучших ученых и широкого спектра инновационных компаний и уменьшение среднего времени на получение гранта до 100 дней.

Важным элементом европейских программ всегда было **международное сотрудничество** с третьими странами (странами, не входящими в ЕС и не являющимися ассоциированными членами Рамочных программ). Лидерами по участию в Рамочных программах являлись научные организации из США и стран БРИКС (Бразилия, Россия, Индия, Китай и ЮАР). Статистика участия научных организаций из третьих стран в Седьмой рамочной программе ЕС (FP7) приведена в таблице.

Страна	Количество организаций	Количество проектов	Общее финансирование (млн. евро)
Россия	452	281	54,9
США	369	287	36,4
Индия	254	164	34,6
Китай	269	237	30,1
ЮАР	195	158	27,5
Бразилия	235	166	26,5

В программе «Горизонт 2020» международное сотрудничество сохраняется в качестве ее ключевого элемента и нацелено на сотрудничество с тремя основными группами стран:

- индустриальные страны переходного периода;
- страны ЕС и соседние страны;
- развивающиеся страны.

Для каждого из глобальных вызовов и ключевых технологий предполагается разработка тематических многолетних планов кооперации и формирование соответствующих географически ориентированных дорожных карт международного научно-технического сотрудничества.

Правила участия в программе «Горизонт 2020» предполагают, что она останется открытой для участия организаций всех стран мира. Страны международного сотрудничества делятся на 3 категории:

- 1) страны-члены Европейского Союза (EU MSs);
- 2) ассоциированные участники (АС): Албания, Израиль, Исландия, Лихтенштейн, БЮР Македония, Черногория, Норвегия, Сербия, Турция, Хорватия, Швейцария, Босния и Герцеговина, Фарерские острова, Молдова; 3) третьи страны – государства, не входящие в состав EU MSs/АС, в т.ч. Россия.

В программе может участвовать любая организация, учрежденная в государстве-члене ЕС, ассоциированной или третьей стране и соблюдающая условия, определенные в Правилах участия в программе «Горизонт 2020» и в Общих приложениях к рабочей программе на 2014-2015 гг.

Россия относится к категории третьих стран, которые могут принимать участие в проектах «Горизонт 2020», но не имеют права на автоматическую финансовую поддержку из бюджета программы. При этом российские организации-участники могут входить в консорциумы, но предполагается, что финансирование для этой деятельности должны найти сами. Однако имеются исключения, приведенные в общих приложениях и Правилах участия, согласно которым организации третьих стран могут получить финансирование в рамках программы «Горизонт 2020», если:

- а) финансирование указано в тексте объявленного конкурса;
- б) финансирование предоставляется в рамках двустороннего соглашения о научно-техническом сотрудничестве или согласно любому другому документу, подписанному ЕС и третьей страной;
- в) Европейская комиссия расценивает участие организации третьей страны необходимым для выполнения проекта, финансируемого в рамках «Горизонт 2020».

Подробная информация о программе "Горизонт 2020" представлена на официальном сайте:

<http://ec.europa.eu/programmes/horizon2020/>



СЕКЦИЯ 1

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ

ОБЗОР РАДИОНУКЛИДОВ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

Антаков М.А., Шалаев П. В.

Национальный исследовательский университет «МИЭТ», maxim.antakov@gmail.com

Высокая клиническая эффективность использования радионуклидов в медицинской диагностике в настоящее время не вызывает сомнений. Сегодня радионуклидные методы исследования широко применяются для оценки функционального состояния различных органов и систем организма.

Радионуклидная визуализация основана на регистрации излучения, испускаемого находящимся внутри пациента радиоактивным веществом. Радиоактивные вещества, называемые радиофармацевтическими препаратами (РФП), имеют в своем составе радионуклиды – нестабильные атомы, спонтанно распадающиеся с выделением энергии. Идеальный радиофармпрепарат накапливается только в органах и структурах, предназначенных для визуализации. Накопление РФП может быть обусловлено, например, метаболическими процессами (молекула-носитель может быть частью метаболической цепочки) либо локальной перфузией органа [1]. Возможность изучения физиологических функций параллельно с определением топографо-анатомических параметров – главное преимущество радионуклидных методов диагностики, позволяющее диагностировать функциональные отклонения жизнедеятельности органов на самых ранних стадиях болезни. Широкое разнообразие радиофармацевтических препаратов и используемых методов позволяет производить диагностику практически любого органа [2].

1. Методы радионуклидной диагностики

1.1 Однофотонная эмиссионная компьютерная томография

Метод однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ) основан на вращении вокруг тела пациента гамма-камеры. Излучение от введенного пациенту РФП попадает на детектор гамма-камеры, проходя через коллиматор – специальное устройство, определяющее проекцию излучения на детектор. Параллельно расположенные отверстия на коллиматоре способствуют проецированию на поверхность детектора двухмерного отображения распределения РФП в масштабе 1:1. На основании регистрации этих сигналов реконструируется двухмерное проекционное изображение распределения радиофармпрепарата.

В ОФЭКТ применяются РФП, меченные радиоизотопами, ядра которых при каждом акте радиоактивного распада испускают только один γ -квант. К оптимальным радионуклидам для ОФЭКТ относятся γ -излучатели с энергией γ -квантов в пределах 100-200 кэВ и периодами полураспада от нескольких минут до нескольких дней.

ОФЭКТ особенно широко используется в кардиологической и неврологической практике, а также для выявления костных патологий [2]. Подавляющее большинство диагностических процедур ОФЭКТ выполняется с препаратами ^{99m}Tc . Широко используются ^{123}I , ^{201}Tl , ^{111}In , в отдельных случаях при необходимости применяются диагностические методики с ^{51}Cr , ^{67}Ga , ^{81m}Kr , ^{131}I и др. [3].

1.2 Позитронно-эмиссионная томография

В последние годы расширяется применение позитронно-эмиссионной томографии (ПЭТ). Этот метод основан на регистрации аннигиляционного гамма-излучения (511 кэВ), возникающего при взаимодействии позитрона, образующегося при распаде радионуклидов, с электронами окружающего материала. Неоспоримое преимущество ПЭТ заключается в его чувствительности, примерно на два порядка большей, чем у ОФЭКТ [4].

ПЭТ имеет большое значение для медицинских целей благодаря возможности использования изотопов, входящих в состав биологически важных соединений, – ^{11}C , ^{13}N и ^{15}O , а также ^{18}F , замещающего водород, связанный с углеродом и кислородом. ПЭТ позволяет в режиме реального времени наблюдать перенос исследуемых веществ в организме человека, протекание биохимических процессов и, кроме диагностических целей, полезна для исследования воздействия лекарственных препаратов [3, 5].

Применение в ПЭТ других радионуклидов может быть обусловлено различными причинами. Некоторые обладают схожими характеристиками при сравнительной дешевизне и простоте обращения. Другие, например,

^{68}Ga , ^{110}In являются аналогами широко используемых в ОФЭКТ радионуклидов – ^{67}Ga , ^{111}In , которые уже несколько десятилетий применяются для визуализации разнообразных систем и процессов в организме, что позволяет использовать их на хорошо разработанной методологической основе, а также дает возможность сравнения данных, полученных двумя независимыми методами [2]. Использование в ПЭТ таких радионуклидов, как ^{76}Br и ^{124}I в силу их медленного радиоактивного распада дает возможность визуализации медленно протекающих процессов в организме, например, кинетики накопления моноклональных антител в биологических объектах в течение нескольких часов после введения РФП [2,6,7]. В отдельных случаях используются такие радиоизотопы, как ^{38}K , ^{45}Tl , ^{62}Cu , ^{64}Cu , ^{75}Br , ^{94m}Tc [2,6,7].

1.3 Метод визуализации на основе эффекта Комптона

В качестве альтернативы традиционным ОФЭКТ и ПЭТ, применяющимся в настоящее время, некоторые исследователи предлагают метод визуализации, основанный на эффекте Комптона [8-11]. Суть метода заключается в том, что гамма-излучение, испускаемое радионуклидом, под действием эффекта Комптона рассеивается на первом позиционно-чувствительном детекторе (ПЧД), после чего поглощается на втором ПЧД. При этом, зная потери энергии и позиции этих взаимодействий на ПЧД, можно определить угол рассеяния и при помощи обратного проецирования для большого количества γ -квантов выяснить расположение источников излучения.

Улучшение изображения и уменьшение дозовой нагрузки на пациента может быть достигнуто, если местоположение для каждого распада может быть определено однозначно. Это возможно при использовании отдельных радионуклидов, либо испускающих каскад из трёх γ -квантов, либо таких, позитронный распад которых сопровождается излучением γ -кванта [8,12]. К первым относятся такие радионуклиды как ^{28}Mg , ^{48}Sc , ^{71m}Zn , ^{81}Br , ^{94}Tc , ^{94m}Tc , ^{131}I , из которых наиболее перспективным представляется ^{94}Tc из-за его высокой энергии гамма-излучения в 100% распадах, малого доплеровского расширения, периода полураспада 6 часов и широкого спектра радиофармпрепаратов, которые были разработаны для ^{99m}Tc . Ко второму типу радионуклидов относятся ^{14}C , ^{42m}Sc , ^{44}Sc , ^{48}V , ^{50}Mn , ^{52m}Mn , ^{54}Co , ^{55}Co , ^{60}Cu , ^{66}Ga , ^{67}Ge , ^{70}As , ^{73}Se [8].

Основное преимущество данного метода, по сравнению с ОФЭКТ и ПЭТ заключается в высоком разрешении получаемых изображений при уменьшении дозы для пациента. Кроме того, его использование может быть эффективным при энергиях выше нескольких сотен кэВ, где ОФЭКТ не очень подходит из-за трудности построения эффективного коллиматора.

К недостаткам данного метода можно отнести необходимость в использовании большого числа дорогостоящих ПЧД и снижение эффективности из-за сложности обнаружения трёх γ -квантов от отдельно взятого источника излучения.

1.4 Метод визуализации на основе излучения Вавилова-Черенкова

Излучением Вавилова-Черенкова называют свечение, вызываемое в прозрачной среде заряженной частицей, которая движется со скоростью, превышающей фазовую скорость распространения света в этой среде. В медицинской диагностике излучение Вавилова-Черенкова применяется в основном в доклинических исследованиях и анализе биологических проб [13,14], однако последние исследования показывают возможность его использования для визуализации некоторых органов человека. При помощи радионуклида ^{131}I можно получить изображение щитовидной железы [15], а с ^{18}F – обнаружить скопления опухолевых клеток в лимфатических узлах [16].

Данный метод имеет такие преимущества, как высокое отношение сигнал/шум, возможность использовать широко распространённое оборудование и большое количество РФП (на основе всех радионуклидов для ПЭТ и многих терапевтических) [17], однако из-за высоких требований к чувствительности детектирующей аппаратуры и узкой области применения в настоящее время не получил широкого распространения в медицинской диагностике.

1.5 Радионуклидная диагностика *in vitro*

К радионуклидной диагностике относится также метод исследований *in vitro*. Исследования *in vitro* бывают двух типов. К первому типу относится регистрация радиоактивности биологических жидкостей, взятых у пациента, в организм которого был предварительно введен РФП. Второй тип исследований заключается в изучении реакции крови пациента, не получавшего РФП, со стандартными радиофармацевтическими реактивами. Основным методом таких исследований является радиоиммунный анализ (РИА), имеющий большое значение в медицинской диагностике. РИА основан на связывании искомого стабильного и аналогичных им меченных радионуклидом веществ со специфическими связывающими системами (антитела, транспортные белки плазмы или рецепторные белки). В качестве радиоактивной метки чаще всего используется ^{125}I . Его ядерно-физические характеристики удобны для осуществления исследований, а химические свойства йода подходят для осуществления реакций синтеза меченых соединений [2].

2. Критерии выбора радионуклида

Современное развитие ядерной медицины характеризуется, прежде всего, разработкой уникальных новых радиофармпрепаратов, которые позволяют оценивать состояние различных органов и тканей организма на клеточном уровне [2]. Выбор радионуклида для биомедицинских исследований определяется рядом требований, которым должны соответствовать его свойства [18]. К ним относятся:

- селективность нуклида или меченных им соединений по отношению к различным органам (например, избирательное накопление изотопов йода в щитовидной железе);
- тип излучения в зависимости от характера проводимых исследований (важно наличие у нуклида излучения, удобного для наружной регистрации);
- высокая удельная активность (необходима для эффективного детектирования распределения РФП в органах);
- минимальная радиационная доза (лучевая нагрузка на пациента не должна превышать допустимой величины).

Учитывая данные требования, для различных диагностических целей выбирается оптимальный радионуклид (табл. 1).

Таблица 1 - Применение радионуклидов в медицинской диагностике

Область применения или исследуемый орган	Радионуклид
Мозг	^{11}C , ^{18}F , ^{72}Se , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{127}Xe [19, 24, 33]
Исследование нейромедиаторов, нейрорецепторов	^{18}F , ^{123}I , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{11}C [2, 19, 27, 32]
Кровоснабжение мозга	^{199}Tl , ^{15}O [19, 32]
Кардиология	$^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{123}I , ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{35}S , ^{109}Cd [19, 25, 30, 32, 37]
Перфузия сердечной мышцы	^{201}Tl , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{13}N , ^{82}Rb , ^{51}Mn [19, 20, 23, 24, 26, 30, 38]
Сердечно-сосудистая ангиография	$^{191\text{m}}\text{Ir}$ [19]
Отторжение трансплантата сердца	^{111}In [19]
Лёгкие	^{133}Xe , ^{13}N , $^{81\text{m}}\text{Kr}$, $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{127}Xe [19, 26]
Печень	^{75}Se , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{131}I , ^{18}F [19, 21, 22, 32, 37]
Почки	^{131}I , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ [19, 32, 37]
Желчный пузырь	$^{99\text{m}}\text{Tc}$ [19, 32]
Желудок	^{169}Yb [19, 32]
Лимфатическая система	$^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{97}Rb [19, 26, 29, 37]
Щитовидная железа	^{123}I , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ [19, 37]
Поджелудочная железа	^{75}Se [19]
Спинальный мозг	^{133}Xe [19]
Кости	$^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{32}P , ^{47}Ca , ^{85}Sr , ^{131}I , ^{18}F [19, 32]
Обнаружение остеопороза на ранних стадиях	^{125}I [19]
Кровь	^{51}Cr , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{46}Sc , ^{13}N , ^{131}I , ^{52}Fe [19, 26, 32]
Микроциркуляция артерий	$^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{68}Ga [19]
Злокачественная анемия	^{58}Co [19]
Метаболизм железа	^{59}Fe [19]
Клеточные функции	^{47}Ca , ^{18}F [19]
Глаза, слизистые оболочки	^{32}P [32]
Гормональные эффекты, изучение метаболизма	^{18}F [19]
Диагностика рака	^{47}Sc , ^{67}Cu , ^{109}Cd , ^{18}F , ^{123}I , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{55}Co , ^{197}Hg [19, 26, 27]
Опухоли	^{18}F , ^{18}C , ^{123}I , ^{131}I , ^{67}Ga , ^{68}Ga , ^{11}C , ^{15}O , ^{64}Cu , ^{82}Rb , ^{13}N , ^{199}Tl [28, 31-35]
Визуализации нейроэндокринных опухолей	^{18}F , ^{68}Ga , ^{111}In , ^{11}C [26]
Визуализация метастатических меланом	^{111}In [19]
Воспалительные поражения	^{67}Ga , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{111}In [27]
Брюшные инфекции	^{111}In [19]
Болезнь Паркинсона	^{18}F , ^{123}I , ^{11}C [33, 36]
Болезнь Альцгеймера	^{18}F , ^{11}C [33]

3. Оценка качества радиофармпрепаратов

Исследования по оценке качества радиофармацевтических препаратов можно разделить на два раздела. К первому следует отнести контроль аналитических параметров, которые диктуются национальной фармакопеей и подразумевают оценку радионуклидной чистоты, радиохимической чистоты, pH, объемной активности и т.п. [3,39,40]. Второй раздел включает в себя клиническое изучение фармакокинетики радиофармпрепаратов, которая в конечном счете определяет функциональную пригодность каждого конкретного препарата и его диагностическую эффективность [3]. Кроме того, фармакокинетические характеристики РФП являются основой для расчета лучевых нагрузок на органы и организм пациента при проведении той или иной радиодиагностической процедуры. К клиническим качествам РФП диагностического назначения следует

отнести и такие показатели, как точность, чувствительность и специфичность метода с использованием конкретного радиофармацевтического средства [3,41].

4. Синтез радиофармпрепаратов

Процесс создания радиофармацевтического средства включает ряд самостоятельных этапов, имеющих свои особенности и соответствующие методические подходы. К этим этапам прежде всего относятся:

- поиски или синтез химического соединения, фармакокинетика которого в организме животных или человека позволяет решить конкретную диагностическую задачу;
- выбор радионуклида, обладающего наиболее выгодными ядерно-физическими характеристиками для его детектирования и минимизации лучевых нагрузок;
- разработка метода введения радионуклида в структуру выбранного химического соединения с формированием в конечном счете желаемой фармакокинетики, что особенно существенно при мечении биологически активных соединений, белков и т.д.;
- биологические испытания меченого соединения на животных, с целью предварительного определения его функциональной пригодности и безвредности, которые регламентируются соответствующими инструкциями Минздрава РФ;
- клинические испытания нового радиофармпрепарата, рекомендованного на основе положительных экспериментальных данных.

Последний этап является заключительным и определяющим в решении вопроса о целесообразности и возможности использования данного РФП в конкретных клинических ситуациях [3].

5. Выводы

Радионуклидные исследования являются одним из наиболее перспективных методов медицинской диагностики. Возможность изучать протекание физиологических процессов в организме делает радионуклидную диагностику незаменимой в онкологии, кардиологии, неврологии и других областях научной и практической медицины. Высокая диагностическая точность при минимальной лучевой нагрузке на пациента достигаются во многом благодаря широкому разнообразию доступных радиофармацевтических препаратов. Разработка новых РФП позволит расширить область применения радионуклидных методов диагностики и сделает возможным получение принципиально новой диагностической информации.

Библиографический список

1. Ю.Б. Лишманов, В.И. Чернов, Радионуклидная диагностика для практических врачей
2. Статус и перспективы развития ядерной медицины и лучевой терапии в России на фоне мировых тенденций (аналитическая справка) Москва 2008 г.
3. Баранов В.Ю., Изотопы - свойства, получение, применение. 2005 г.
4. Уйба В. В.,- Ядерная медицина – проект будущего.
5. А.А. Веревкин, Н.Г. Стервеедов, Т.П. Ковтун, Получение и применение короткоживущих и ультракороткоживущих изотопов в медицине. 2006 г.
6. Геворски Л., Плуткин М. «Позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ), принцип, реализация и контроль качества», «Медицинская физика», 2006, №1, С.56-68.
7. Куренков Н.В., Шубин Ю.Н. «Радионуклиды в ядерной медицине», Мед. радиол., 1996, 41, №5, С.54-63.
8. James D. Kurfess and Bernard F. Philips, Coincident Compton Nuclear Medical Imager
9. Carolyn E. Lehner, 4-PI COMPTON IMAGING USING A SINGLE 3-D POSITION SENSITIVE CdZnTe DETECTOR
10. L.J. Harkness et al., Development of the ProSPECTus Semiconductor Compton Camera for Medical Imaging, IEEE NSS/MIC Conf. Proc. (2009) 2452.
11. A. Bolozdynya, W. Chang, and C. E. Ordonez, "A concept of a cylindrical Compton camera for SPECT", 1997 IEEE Nucl. Sci. Symp. vol. 2, pp. 1047-1051, 1998.
12. C. Lang et al., Submillimeter nuclear medical imaging with a Compton Camera using triple coincidences of collinear positron-annihilation photons and gamma rays, arXiv:1202.0397v1 [physics.ins-det] 2 Feb 2012
13. Zhen Cheng et al., "Biomedical Applications of Cerenkov Luminescence Imaging", Hangzhou International Molecular Imaging Conference (HIMIC), Hangzhou, China, Sept. 24-25, 2011.
14. Yingding Xu, Hongguang Liu, and Zhen Cheng, Harnessing the Power of Radionuclides for Optical Imaging: Cerenkov Luminescence Imaging
15. Spinelli, A.E., et al., First human Cerenkography. Journal of Biomedical Optics, 2013
16. D. L. Thorek, C. Riedl and J. Grimm: Clinical Cerenkov Luminescence Imaging of 18F-FDG. J Nucl Med (2013) doi:10.2967/jnumed.113.127266

17. Daniel LJ Thorek, et al., Cerenkov imaging - a new modality for molecular imaging, Am J Nucl Med Mol Imaging 2012
18. С. Н. Дмитриев, Н. Г. Зайцева, Радионуклиды для биомедицинских исследований. Ядерные данные и методы получения на ускорителях заряженных частиц.
19. Walter D. Loveland, David J. Morrissey, Glenn T. Seaborg, Modern Nuclear Chemistry, ISBN: 978-0-471-11532-8
20. Xiaomei Zhang, et al., The Value of Radionuclide Myocardial Perfusion Imaging in Children with Viral Myocarditis, 2012 INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON INFORMATION TECHNOLOGY IN MEDICINE AND EDUCATION
21. Amir H. Khandani, Richard L. Wahl, Applications of PET in Liver Imaging, Radiol Clin N Am 43 (2005) 849 – 860
22. Shahid M. Hussain, Richard C. Semelka, Hepatic Imaging: Comparison of Modalities, Radiol Clin N Am 43 (2005) 929 – 947
23. Jason D. Bowen et al., SPECT Dual-Isotope Myocardial Perfusion Imaging with a 20-Pinhole Collimator: a Simulation Study
24. Robert R. Highfill and Bruce W. Wieland, The medical applications of short-lived, cyclotron-produced radionuclides
25. J. F. Lamb and H. S. Winchell, Radiopharmaceuticals for studying heart disease
26. Д.В. Рыжкова, Д.Н. Тихонова, Е.Н. Гринева, Методы ядерной медицины в диагностике нейроэндокринных опухолей, СИБИРСКИЙ ОНКОЛОГИЧЕСКИЙ ЖУРНАЛ. 2013. № 6 (60)
27. Дж. Матер Новые горизонты в применении радиофармацевтических препаратов
28. Mark F. Smith and Ronald J. Jaszczak, A Rotating Parallel Hole Collimator for High Resolution Imaging of Medium Energy Radionuclides
29. О.В. Абдалова и др., Современные методы лучевой диагностики при поражении вилочковой железы у больных генерализованной миастенией, РАДИОЛОГИЯ – ПРАКТИКА № 3 2008
30. Hesse B. et al., EANM/ESC guidelines for radionuclide imaging of cardiac function. 2008
31. Cheng Z, et al., ⁶⁴Cu-labeled affibody molecules for imaging of HER2 expressing tumors
32. И.Н.Бекман. Радиохимия. Том 7. Ядерная медицина и медицинская радиохимия. Учебное пособие. Издательство ОНТОПРИНТ, 2012 - 400 с.
33. Гранов А. М., Тюлин Л. А., Применение технологий ядерной медицины в неврологии, психиатрии и нейрохирургии, РИЦРХТ, Санкт-Петербург, 2012
34. Куражов А.П. и др., Возможности сцинтиграфии с ¹⁹⁹Tl-хлоридом и ^{99m}Tc-МИБИ в индикации и дифференцировании опухолевых и воспалительных процессов опорно-двигательного аппарата
35. Кеслер М.С., С овременные методы ядерной медицины в комплексной диагностике рака молочной железы, 2012
36. Е.А. Катунина, Н.В. Титова, Г.Н. Авакян, Методы диагностики болезни Паркинсона на ранних стадиях
37. Лабораторные и инструментальные исследования в диагностике: Справочник / Пер. с англ. В.Ю. Халатова; Под ред. В.Н. Титова. - М.: ГЭОТАР-МЕД, 2004. - 960 с.
38. Rob deKemp, Rubidium-82 - An Alternative Radiopharmaceutical for Myocardial Imaging(Rb-ARMI), NCT01128023, 2013
39. Беликов В.Г. - Фармацевтическая химия, «МЕДпресс информ», 2009
40. Государственная фармакопея Российской Федерации XII
41. Приказ Минпромторга России от 14.06.2013 N 916 "Об утверждении Правил организации производства и контроля качества лекарственных средств"

REVIEW OF RADIONUCLIDES FOR MEDICAL DIAGNOSTICS

Antakov M.A., Shalaev P.V.

National Research University of Electronic Technology maxim.antakov@gmail.com

The article deals with the use of radionuclides in medical diagnostics. Current diagnostic methods using radiopharmaceuticals, their advantages and disadvantages while carrying out various diagnostic procedures are described. In the article are given the criteria of selection of the optimal radionuclide and a list of the most suitable radionuclides depending on the application or examined organ considering the latest achievements of nuclear medicine.



МЕТОДЫ ПОЛУЧЕНИЯ МЕЧЕННЫХ ТЕХНЕЦИЕМ-99М ПРОИЗВОДНЫХ ГЛЮКОЗЫ

Скуридин В.С., Стасюк Е.С., Ильина Е.А., Рогов А.С.

Национальный исследовательский Томский политехнический университет, svs1946@rambler.ru

Введение. Производные глюкозы, меченные радиоактивными изотопами, имеют большую перспективу для ранней диагностики злокачественных новообразований. Это связано с тем, что в клетках опухоли отмечается повышенный уровень метаболизма глюкозы по сравнению с нормальными клетками. Соответственно, здесь за счет увеличенного количества транспортеров глюкозы наблюдается повышенное ее поступление в раковые клетки, а значит и повышенное накопление радиоактивного маркера, которое может быть зарегистрировано детектирующим устройством. В настоящее время в мире для этих целей применяется чаще всего производная глюкозы 2-фтор-2-дезоксид-глюкоза (^{18}F -ФДГ), содержащая позитрон-излучающий радионуклид фтор-18. Для проведения исследований с этим РФП используется метод позитрон-эмиссионной томографии (ПЭТ). Вместе с тем, несмотря на высокую диагностическую информативность ПЭТ с ^{18}F -ФДГ, широкое применение этого высокоинформативного метода в России ограничено из-за его высокой стоимости, а также повсеместного отсутствия ПЭТ-центров. Так стоимость одного исследования находится в пределах от 7-25 тыс. рублей и выше в зависимости от области патологии, а ориентировочная стоимость строительства ПЭТ-центра составляет около 700 млн. рублей. В данное время в России реально функционируют только 7 центров ПЭТ: в Москве, Санкт-Петербурге (3), Челябинске и Тюмени [1].

Следует отметить, что наряду с ПЭТ-центрами, в стране существует около 200 ОФЭКТ-центров, предназначенных для проведения однофотонной эмиссионной компьютерной томографии с использованием РФП на основе более доступных для медицины гамма-излучающих радионуклидов, например, технеция-99m. Поэтому, в случае создания РФП на основе производных глюкозы, меченных этим радионуклидом, появляется реальная возможность для визуализации опухолей с помощью гамма-камер. Это значительно снизит стоимость диагностических процедур и одновременно позволит увеличить количество высокоинформативных диагностических исследований в онкологии с целью выявления злокачественных новообразований на ранних стадиях их развития. В работе сделан обзор современных методов получения различных производных глюкозы, содержащих диагностические радионуклиды.

Синтез РФП «2-фтор, ^{18}F - 2-дезоксид-Д-глюкозы»

В основе синтеза РФП лежит нуклеофильное радиофторирование субстрата 1,3,4,6-тетра-О-ацетил-2-О-трифторметансульфонил- β -D-манно-пиранозы (ТАТМ) в присутствии межфазового катализатора, циклического аминополиэфира (криптофикса) и карбоната калия. На втором этапе синтеза проводят гидролиз полученного ацетилированного производного глюкозы раствором щелочи.

Представленная на рисунке 1 схема синтеза применяется в лаборатории радиохимии Института мозга человека РАН (Санкт-Петербург).

Перед введением фторид-аниона, ^{18}F в ТАТМ его предварительно отделяют от мишенной воды на микроколонке, заполненной смолой QMA Accel Waters или другой анионообменной смолой с аналогичными свойствами. Десорбцию фторида с колонки осуществляют элюентом следующего состава: 0,025 мМ криптофикса; 0,012 мМ карбоната калия; 95 мкл деионизованной воды и 2 мл ацетонитрила. В результате получают комплекс фторид-иона с катализатором в смеси ацетонитрил/вода, который перед проведением фторирования отгоняют в виде азеотропной смеси в токе азота.

Реакция замещения трифлатной группы в ТАТМ на ион фтор-18 проводится в растворе ацетонитрила (1–2мл) при температуре 80 °С. Радиоактивным продуктом ее является 1,3,4,6-тетра-О-ацетил-2- ^{18}F - β -D-глюкопираноза. Гидролиз реакционной массы проводят при щелочном катализе (раствор 0,3 М NaOH) при 40–45 °С в течение 2 мин. При этом получается искомый продукт 2-фтор, ^{18}F -2-дезоксид-Д-глюкоза. После нейтрализации смеси 0,5 М раствором HCl ее нагревают в реакционном сосуде до 120 °С и в токе азота удаляют следы ацетонитрила в течение 3–4 мин. Разбавленную водой реакционную массу переносят на очистительную колонку, заполненную катионообменной смолой Supelclean LC-SCX, Supelco и нейтральным оксидом алюминия. После очистки изотоничность полученного препарата достигается его смешиванием с водным раствором натрия хлорида такой концентрации, чтобы содержание NaCl в 1 мл готового РФП составляло 8-10 мг. За тем проводят его стерилизацию путем пропускания через стерилизующий фильтр Millipore с диаметром пор 0,22 мкм. Все перечисленные химические операции могут быть выполнены с помощью лабораторного робота RB-86 Anatech (Scanditronix, Швеция).

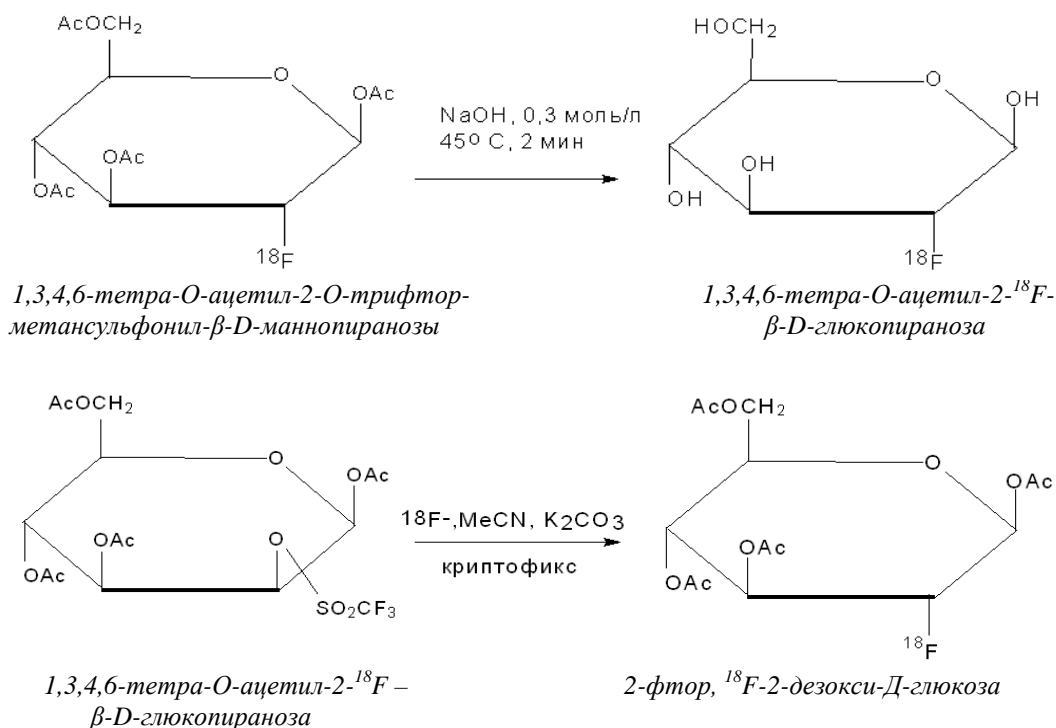
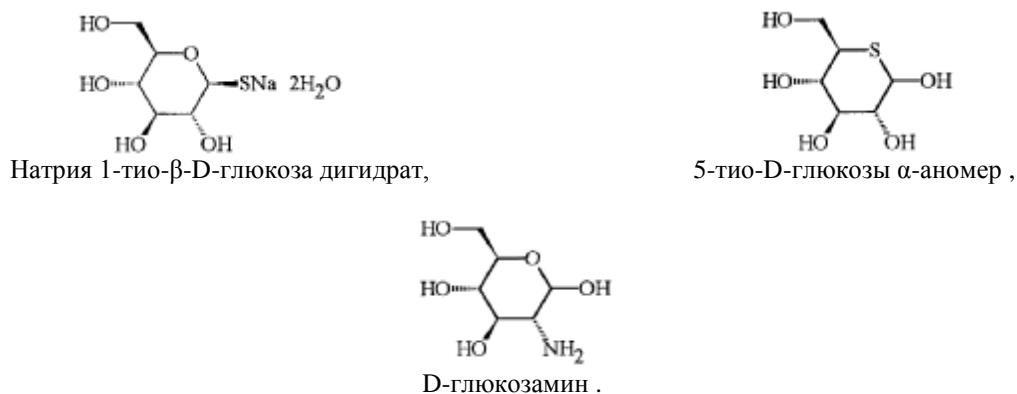


Рисунок 1 – Схема нуклеофильного синтеза 2-фтор, ¹⁸F - 2-дезоксид-*D*-глюкозы

Представленная методика синтеза ¹⁸F-фтордезоксиглюкозы является достаточно сложной и требует использования специального оборудования, такого как циклотрон, радиохимический модуль или лабораторный робот наряду с ПЭТ-камерой стоимостью 5 млн. долларов США. Кроме того реакция с приведенным предшественником не может быть реализована с другим радионуклидом, например, с йодом-123 или технецием-99m, удобным для проведения исследований с помощью широко распространенных в мире гамма-камер[1].

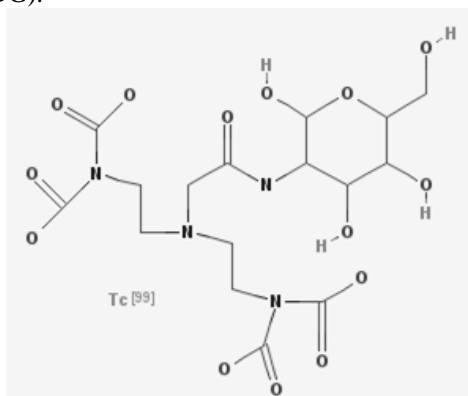
Методы получения меченных технецием-99m производных глюкозы

В работе [2] показано, что для визуализации опухоли с помощью гамма-камеры могут быть использованы комплексы ^{99m}Tc с различными производными глюкозы. Здесь для проведения мечения изотопом ^{99m}Tc авторами были испытаны производные глюкозы, которые содержат в своем составе атомы азота или серы. Предпочтение было отдано производным: 1-тио-*D*-глюкозе, 5-тио-*D*-глюкозе и *D*-глюкозамину, а также их солям или гидратам и, в частности:



Меченые ^{99m}Tc комплексы производных глюкозы имели радиохимическую чистоту (РХЧ) 98% и более. Примерно такие же показатели РХЧ были достигнуты в исследовании [3] при смешивании 10 мг 5-тио-*D*-глюкозы с натрием пертехнетатом, ^{99m}Tc (1,85-3,7 ГБк) в присутствии 0,01 мг хлорида олова (II) и последующей 30-минутной инкубации смеси при комнатной температуре. Испытание полученного препарата на кроликах показали, что его связывание с белками достигает 32 %. Это является благоприятным фактором для обнаружения поражений.

Очень хорошие результаты получены в работе [4], где описан процесс введения радиоактивной метки ^{99m}Tc и проведено предварительное биологическое тестирование комплекса диэтелентриаминпентауксусной кислоты (DTPA) с дезоксиглюкозой (DG).



(DTPA) дезоксиглюкоза (DG).

На первом этапе было проведено восстановление ^{99m}Tc хлоридом олова (II). После восстановленный технеций-99m был добавлен к DTPA-DG и проведено инкубирование смеси при комнатной температуре в течение 30 мин. Проведенные биологические исследования показали, что коэффициент поглощения опухоли головного мозга комплекса ^{99m}Tc -DTPA-DG по отношению к мышцам был выше, чем у ^{18}F -ФДГ. Никаких значительных накоплений в любых других органах замечено не было. Наблюдается быстрая очистка крови через почки [5].

Хорошее качество изображений опухолей методом ОФЭКТ наблюдается также при использовании меченого аналога глюкозы ^{99m}Tc -глюкората [6]. В работе [7] исследовались различия в биологическом поведении ^{99m}Tc -меченных 1-тио-бета-D-глюкозы 2,3,4,6-тетраацетат-аналоговых (Tc-TG) и ^{18}F -ФДГ. Привязка обоих индикаторов была выполнена в пробирках жизнеспособных опухолевых клеток и бактерий. Оба индикатора за тем вводили в мышцу бедра мышам, инфицированным золотистым стафилококком. Показано, что оба индикатора эффективно связывают опухолевые клетки и обеспечивают высокую норму накопления в зараженных мышцах. Оба трейсера быстро выводятся из кровеносной системы через почки, преимущественно накапливаясь в мочевом пузыре.

Высокий уровень накопления в инфицированных опухолях животных наблюдался при введении меченого технецием-99m аналога глюкозы ^{99m}Tc - этилендицистин-дезоксиглюкозы (ECDG), который был получен в результате реакции этилендицистина с глюкозамином в присутствии связующего агента карбодиимида [8].

Как показала практика, на процесс мечения большое влияние оказывает последовательность введения в реакцию смесь реагентов, особенно это касается введения в раствора восстанавливающего ^{99m}Tc агента Sn(II). Для выяснения этих вопросов были проведены ряд экспериментов. Так на основе D-аминоглюкозы гидрохлорида было установлено, что в условиях «конкурентного» перераспределения восстановленного ^{99m}Tc между D-аминоглюкозой и комплексом олова, общее содержание коллоида в синтезированном препарате не превышает 3 % при его радиохимической чистоте на уровне 95 %. Аналогичные методики использовались для проведения синтеза других меченых ^{99m}Tc производных глюкозы: ^{99m}Tc -5-тио-D-глюкозы и ^{99m}Tc -1-тио-β-D-глюкозы. На этих РФП были достигнуты примерно такие же показатели, как и у ^{99m}Tc -D-аминоглюкозы [1].

Получение лиофилизатов на основе производных глюкозы

Как известно, большинство диагностических препаратов на основе ^{99m}Tc в клинических условиях получают путем смешивания элюата из генератора технеция-99m со стандартными наборами реагентов, предназначенных для получения заданных РФП. Обычно в качестве таких стандартных наборов к $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$ -генератору используются лиофилизаты, представляющие собой лиофилизированную смесь компонентов лекарственной формы препарата. Как правило, в состав лиофилизатов входит восстановитель – олово (II) хлорид дигидрат ($\text{SnCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$), который в обычных условиях быстро окисляется, но при сублимационной сушке в вакууме сохраняет свои свойства в течение года (регламентированный срок годности лиофилизатов).

На первой стадии получения лиофилизатов производных глюкозы необходимо было убедиться, что при процессе лиофильной сушки смеси [субстрат глюкозы + $\text{SnCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$] не происходит окисление олова (II) хлорида дигидрата. Прямым следствием этого является снижение радиохимического выхода меченого продукта и его радиохимической чистоты с одновременным образованием коллоида олова.

В результате проведенных экспериментов было установлено:

1. Наиболее экспрессным методом получения меченых технецием-99m производных глюкозы является метод с применением жидкого азота в холодильной камере лиофилизата. При этом продолжительность лиофилизации сокращается до 8 часов.

2. Радиохимическая чистота меченых технецием-99m препаратов, изготовленных на основе лиофилизатов глюкозы (D-аминоглюкозы гидрохлорида, 1-тио-β-D-глюкозы и 5-тио-D-глюкозы) находится в пределах 95-98 %.

3. Препараты сохраняют стабильность в течение 6 ч без заметного снижения их радиохимической чистоты.

В результате всех проведенных исследований были разработаны методики приготовления лиофилизатов для получения меченых ^{99m}Tc производных глюкозы. В качестве примера ниже приведены методики приготовления лиофилизата D-глюкозамина и РФП на его основе «^{99m}Tc-D-глюкозамин».

Приготовление лиофилизата. Во флакон вводят 1 мл раствора D-глюкозамина гидрохлорида с концентрацией 10 мг/мл (рН=3) и 10 мкл раствора SnCl₂·2H₂O с концентрацией 7 мг/мл. Флакон помещают в стакан с жидким азотом в холодильной камере лиофилизатора с заданными параметрами: T = - 50 °C, вакуум - 0,0015 Торр и проводят сушку в течение 8 ч.

Приготовление радиофармпрепарата. В полученный флакон с лиофилизатом с помощью шприца через пробку вводят элюат ^{99m}Tc с активностью 1,85 – 3,7 ГБк (не вставляя воздушную иглу). После инкубации в течение 30 мин и полного растворения осадка препарат готов к применению.

Выводы. С учетом высокой эффективности обнаружения онкологических заболеваний методом ПЭТ с использованием ¹⁸F-ФДГ, представляет интерес проведение работ по синтезу более доступных для отечественной медицины аналогов ФДГ, меченых технецием-99m. Использование таких РФП позволит изучать биохимические процессы на молекулярном уровне за счет включения производных глюкозы в метаболические процессы, происходящие в организме, и получать информацию по уникальности и достоверности не уступающую ПЭТ-исследованиям. В 2014 году планируется наработка опытных партий лиофилизатов производных глюкозы и соответствующих РФП в лаборатории радиофармпрепаратов Томского политехнического университета, оснащенной в соответствии с требованиями стандартов GMP. Последующие доклинические испытания препаратов будут проведены в НИИ онкологии СО РАМН г. Томска.

Библиографический список

1. Скуридин В.С., Семенов А.С. Получение меченных радионуклидами производных глюкозы для диагностики в онкологии // Известия вузов. Физика. - 2013 - Т. 56 - №. 4/2. - с. 264-267
2. Hee-Kyung Lee, Dae-Hyuk Moon, Jin-Sook Ryu et al. Radioisotope-labeled complexes of glucose derivatives and kits for the preparation thereof // Patent United States Pub. No.: 2003/0120046 A. - 2003.
3. Ozker S. K., Collier B.D. Imaging methods and compositions // Patent United States Pub. No.: 06099822A. - 2000.
4. Chen Y., Huang Z.W., He L., Zheng S.L. et al. Synthesis and evaluation of a technetium-99m-labeled diethyltriaminepentaacetate-deoxyglucose complex ^{99m}Tc-DTPA-DG as a potential imaging modality for tumors // Fppl. Radiat. and Isot. – 2006 Mar. - Vol.64 (3). – P. 342-347.
5. Chen X., Li L., Liu F., Liu B. Synthesis and biological evaluation of technetium-99m-labeled deoxyglucose derivatives as imaging agents for tumor // Bioorg. Med. Chem. Lett. – 2006. – Vol.16 (21). – P. 5503–5506.
6. Cheng D., Rusckowski M., Wang Y., Liu Y., Liu G., Liu X., Hnatowich D. A Brief Evaluation of Tumor Imaging in Mice with ^{99m}Tc-glucarate Including a Comparison with ¹⁸F-FDG // Curr. Radiopharm. – 2011. – Vol.4 (1). – P. 5-9.
7. Welling M.M., Alberto R. Performance of a ^{99m}Tc-labelled 1-thio-beta-D-glucose 2,3,4,6-tetra-acetate analogue in the detection of infections and tumours in mice: a comparison with [¹⁸F]FDG // Nucl. Med. Commun. – 2010. – Vol. 31(3). - P. 239-248.
8. Yang D.J., Kim C.G., Schechter N.R., Azhdarinia A. et al. Imaging with ^{99m}Tc ECDG targeted at the multifunctional glucose transport system: feasibility study with rodents // Radiology. – 2003. – Vol. 226 (2). – P. 465-473.
9. Jun Oh S., Ryu J.S., Yoon E.J., Bae M.S. et al. ^{99m}Tc-labeled 1-thio-beta-D-glucose as a new tumor-seeking agent: synthesis and tumor cell uptake assay // Appl. Radiat. Isot. – 2006. – Vol.64 (2). – P. 207-215.

METHODS OF THE LABELLED WITH TECHNETIUM-99M GLUCOSE DERIVANTS OBTAINING

Skuridin V.S., Stasyuk E.S., Ilyna E.A., Rogov A.S.
National Research Tomsk Polytechnic University, svs1946@rambler.ru

The possibility of obtaining and the prospect of using technetium-99m-labeled glucose derivatives for the diagnosis of malignant tumors by single photon emission computed tomography are studied. Authors carried out the analysis of the level of international and domestic developments on this topic. Authors attempted operated pilot batches based on different freeze-dried glucose derivatives for subsequent relevant radiopharmaceuticals.

Keywords: radiopharmaceutical, glucose, technetium-99m

ЛОКАЛЬНАЯ ГИПЕРТЕРМИЯ РАКА ГОЛОВНОГО МОЗГА С ПОМОЩЬЮ СФОКУСИРОВАННОГО ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ПОЛЯ

Бабогло В.М., Гаврилов В.М., Дементьев В.К., Смирнов Д.С.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, valerian.gavrilov@mail.ru

В работе предлагается перспективный способ фокусировки поля, связанный с использованием пространственных решеток излучателей, расположенных на поверхности второго порядка. Наиболее просто подобная антенна реализуется на основе кольцевой ФАР, излучающей во внутреннюю часть окружности. В этом случае, фокусировка достигается за счет равенства электрических расстояний от излучателя до точки фокусировки, совпадающей с центром окружности. При этом возможно введение фазовращателей для коррекции электрических расстояний, которые могут возникнуть из-за дефокусирующих свойств биологического объекта. Кроме этого, такая система является принципиально широкополосной и может быть использована для радиометрических исследований. В качестве примера, была рассмотрена кольцевая решетка вертикально ориентированных полуволновых вибраторов на частоте 100 МГц, радиусом 1,5 м, количество излучателей - 16. В центре кольцевой решетки располагалась голова человека. Электродинамические параметры биологических тканей костной: $\epsilon' = 15,3, \epsilon'' = 11,5$; мозговой $\epsilon' = 68,5, \epsilon'' = 79,4$ задавались с помощью библиотеки материалов *CST MS 2013*. Пространство между поверхностью головы и решеткой заполнялось трансформирующим слоем ($\epsilon = 69$).

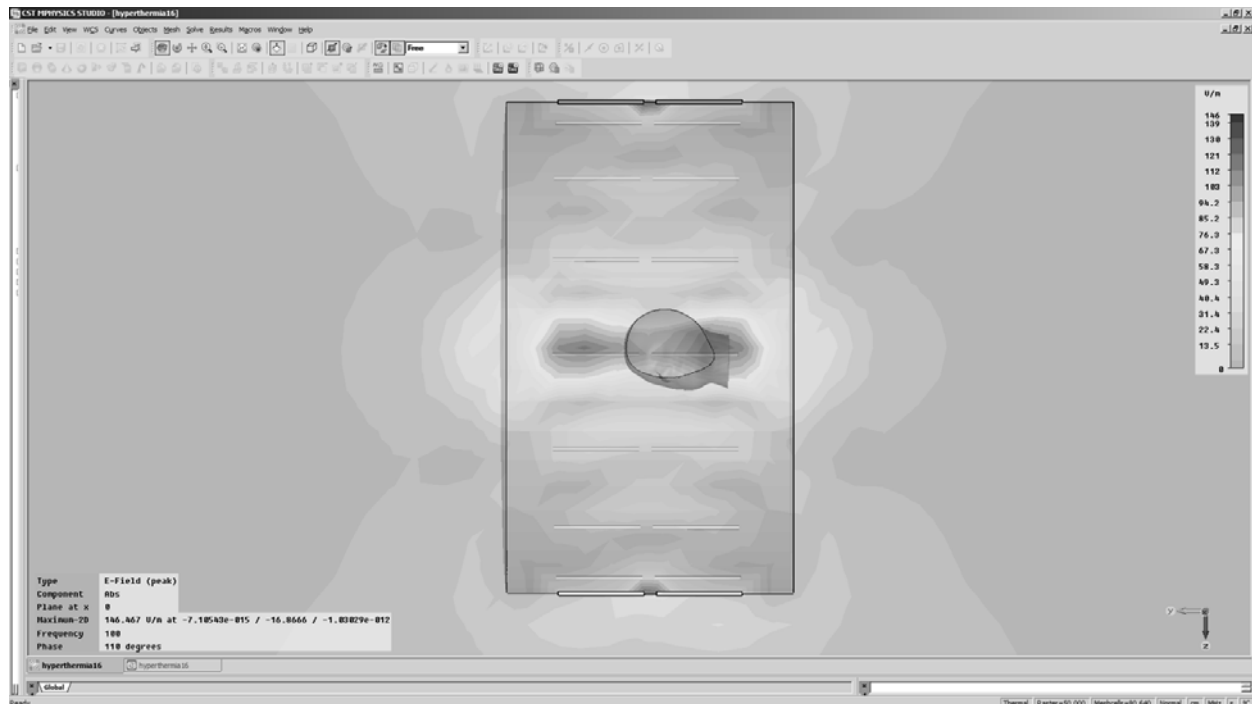


Рисунок 1 - Распределение результирующего поля в голове и окружающем пространстве

На рис.1 приведено распределение электромагнитного поля во внутренней части головы и окружающем пространстве, при мощности на входе каждого излучателя 70 Вт. Как следует из рисунка, удовлетворительные свойства в этом случае достигаются в горизонтальной плоскости, расположенной перпендикулярно излучателям кольцевой ФАР. В вертикальной плоскости фокусирующие свойства существенно снижаются, и размеры фокальной области превышают размеры головы человека. Подтверждением приведенных рассуждений является рисунок 2, на котором приведено распределение температуры во внутренних тканях головы человека и окружающем пространстве. Из рисунка следует, что в рассматриваемой системе достигается высокая интенсивность поля, проникающего во внутреннюю область головы человека, и требуемый разогрев внутренних тканей. Но размеры сфокусированной области с необходимой областью температуры сравнимы с размерами головы, что не позволяет осуществить локальную гипертермию с требуемым разрешением.

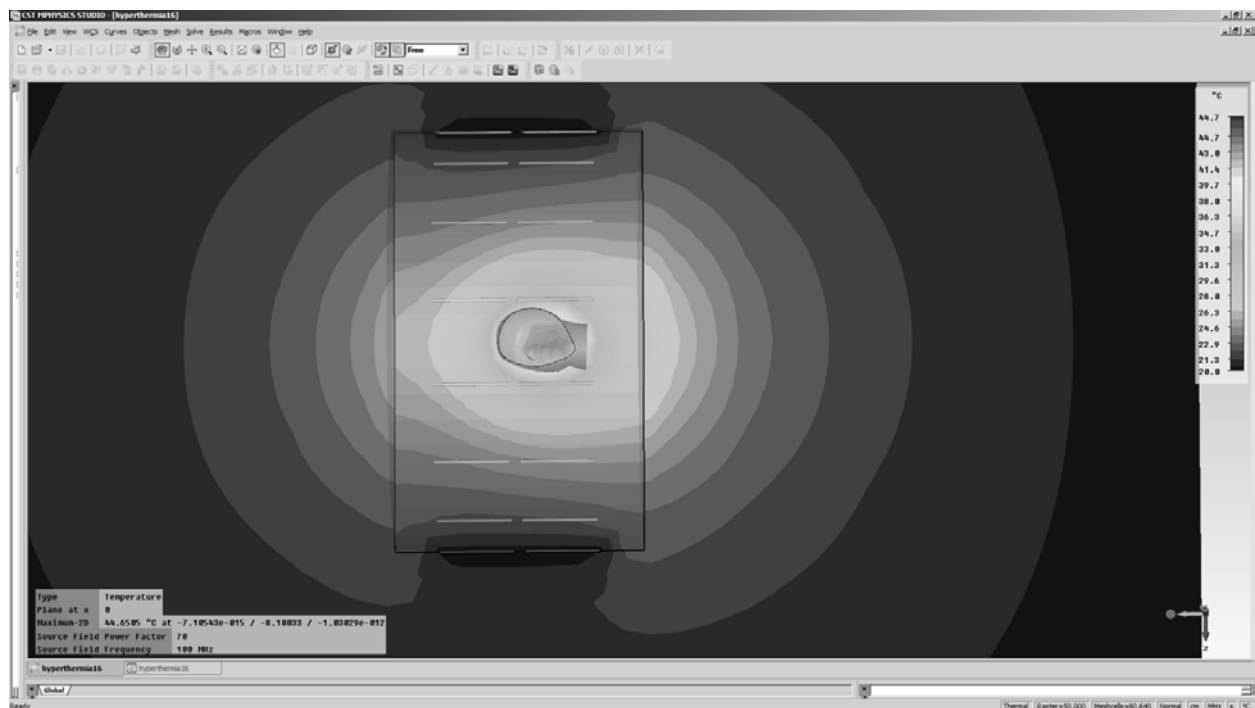


Рисунок 2 - Распределение температуры во внутренних тканях головы человека и окружающем пространстве

Существенно более высокие фокусирующие свойства могут быть достигнуты при использовании пространственной ФАР, образованной двумя ортогонально расположенными кольцевыми антенными решетками одинакового радиуса и общим геометрическим центром (рис. 3).

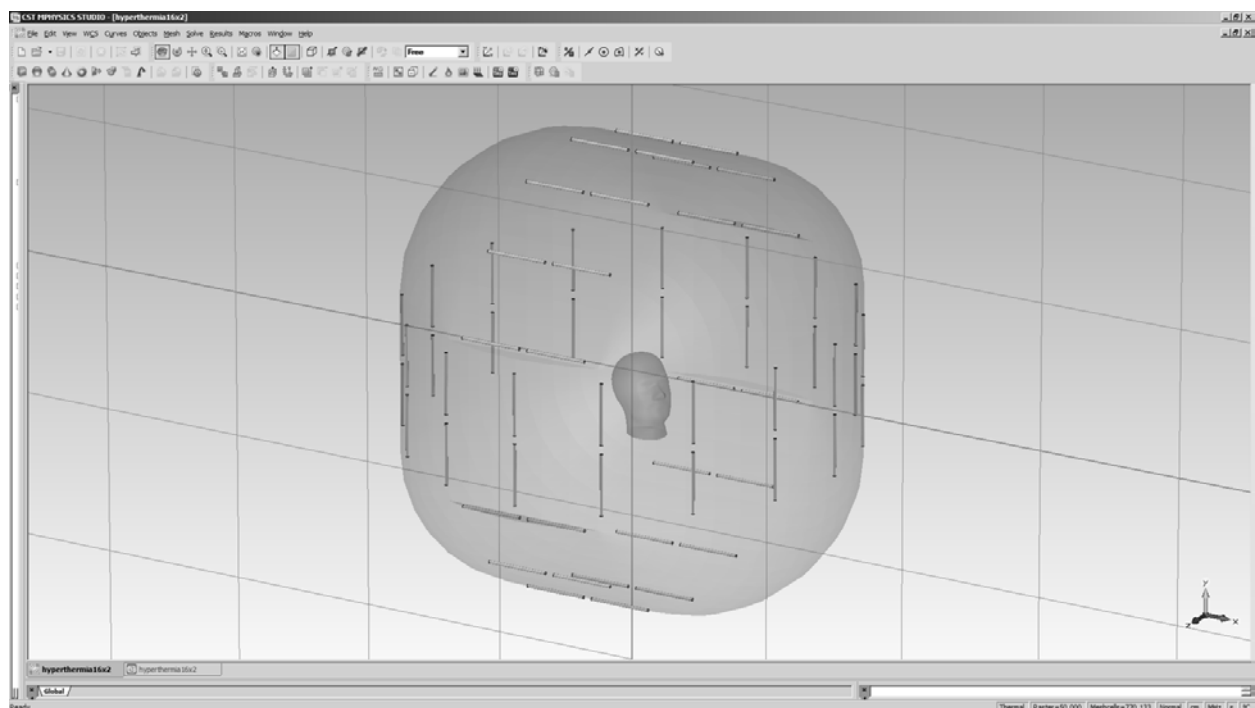


Рисунок 3 - Пространственная ФАР, образованная ортогональными кольцевыми антенными решетками.

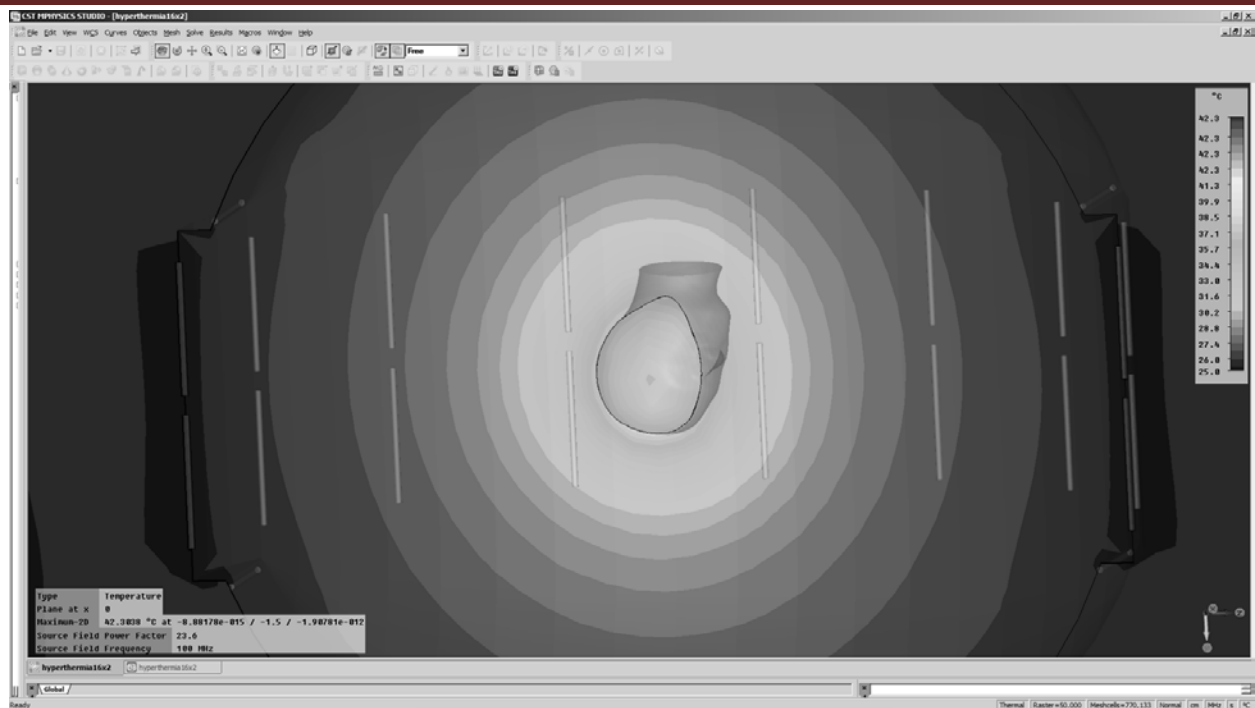


Рисунок 4 - Распределение температуры во внутренних тканях головы человека.

Распределение температуры во внутренних тканях головы в этом случае представлено на рис. 4. При этом, мощность на выходе каждого излучателя полагалась равной 23,6 Вт. Необходимая для гипертермии температура равная $42,5^{\circ}\text{C}$ достигалась в локальном объеме головы с размером меньше 1 см^3 .

Таким образом, задача локальной гипертермии во внутренних тканях, в том числе и в голове, может быть достигнута с помощью сферической ФАР с неполным заполнением. В частности, оптимальным оказался вариант сочетания двух ортогонально расположенных кольцевых решеток.

Библиографический список

1. Дементьев В.К., Гаврилов В.М., Никитин О.Р. Применение ФАР для фокусировки электромагнитного поля во внутренних тканях головы человека. X Международная научная конференция - ФРЭМЭ 2012. Владимир - Суздаль. 67-71 с.

LOCAL HYPERTHERMIA OF BRAIN CANCER USING A FOCUSED ELECTROMAGNETIC FIELD

Baboglo V.M., Gavrilo V.M, Dement'ev V.K., Smirnov D.S.

The Vladimir state university of a name of Alexander Grigor'evicha and Nikolay Grigor'evicha Stoletovyh
valerian.gavrilo@mail.ru

The possibility of local hyperthermia in brain tumors using a focused electromagnetic field was considered. The composition of ring antenna arrays with common geometric focal center was used as the focusing system. The results of computer simulations using the electrodynamics model of the human head are presented, confirming the effectiveness of the method in the early stages of cancer.

СПОСОБЫ РЕАЛИЗАЦИИ МЕТОДА ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ ПАРАНАЗАЛЬНЫХ ПАЗУХ ПО ИХ РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКИМ ИЗОБРАЖЕНИЯМ

Самойленко А.П., Проскуряков А.В.

Южный федеральный университет, alexander@mopevm.tsure.ru

Введение. Современный этап развития медицины характеризуется развитием и внедрением новых методов, способов диагностики, позволяющих повысить своевременность, точность и достоверность диагностических мероприятий в различных областях и направлениях медицины. Фактически в медицине всё большее значение получают методы, способы, средства ранней диагностики заболеваний, что позволяет выявить заболевание на ранних стадиях и тем самым предотвратить или приступить к её лечению на ранних

этапах развития. Таким образом в современных условиях развития акцент делается на диагностические направления медицины, методы и способы ранней диагностики, а также медицинские автоматизированные диагностические информационные системы. Поэтому актуальность и инновационный характер темы, рассматриваемой в данном докладе очевидны, учитывая современное состояние развития медицинской диагностической техники и её доступность для населения. Современный этап развития научно-технической революции, напрямую связан с внедрением цифровых технологий в медицинскую технику и медико-технологические информационные системы (МТИС), к которым относятся медицинские автоматизированные диагностические информационные системы (МАДИС). Это привело к появлению и активному развитию новых направлений в области лучевой диагностики, к которым относятся:

а).цифровая и пленочная рентгенография;

б).компьютерная томография[1].

Следует отметить, что в области ЛОР –заболеваний, необходимо констатировать наличие в практике диагностики состояния лобных и верхнечелюстных пазух следующей технологической последовательной цепочки, которая включает: «рентгенологическое изображение» диагностируемого объекта – заключение рентгенолога – врача клинициста, заказавшего диагностическое исследование», результатом которой является принятие решения по хирургическому или медикаментозному воздействию на пациента[2]. Недостатком, как показывает опыт специалистов в области ЛОР – заболеваний [3], является недостаточная эффективность диагностики в соответствии вышеупомянутой технологической диагностической цепочкой, которая составляет порядка 70%. Столь низкий уровень достоверности объясняется интуитивным качественным анализом рентгенографического изображения как рентгенологом, так и клиницистом. С целью максимального исключения ошибочных решений при диагностировании состояний лобных и верхнечелюстных пазух пациентов предлагается автоматическое цифровое распознавание и идентификацию рентгенографических изображений в пленочном, электронном и компьютерно - томографическом представлении.

Постановка задачи. В докладе рассматривается следующий способ реализации проект разработки метода диагностики состояния параназальных пазух по их рентгенографическим изображениям:

1. разработать цифровую модель представления исследуемого фрагмента(лобной и верхнечелюстной пазух) по его статическим отображениям(рентгенограмма, томограмма, диафаногамма);

2. разработать и адаптировать к признакам патологий объектов отоларингологической среды математическое и программное обеспечение для синтеза и анализа их адекватных моделей на основе статистической базы данных, сконструированной по имеющимся историям болезней пациентов городской клиники;

3. разработать методологию построения статистических портретов (образов) цифровых и пленочных изображений отоларингологических фрагментов с различными признаками заболеваний в соответствии с их возрастной классификацией - как основу автоматизированной экспертной системы при вынесении советующего решения при диагностике.

Реализация. Эталонный способ. Рентгенографическое изображение диагностируемого фрагмента представим двумерной функцией значений интенсивностей яркостей пикселей функция, где X и Y – это пространственные координаты пикселей результатов цифрового представления аналогового отображения исследуемого фрагмента объекта. Таким образом, фрагмент исследуемого объекта и предполагаемый его эталон могут быть представлены соответствующими одномерными матрицами интенсивности яркости пикселей:

$$X = \begin{pmatrix} x_{11} & x_{12} & \dots & x_{1n} \\ x_{21} & x_{22} & \dots & x_{2n} \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ x_{n1} & x_{n2} & \dots & x_{nn} \end{pmatrix} \quad Y = \begin{pmatrix} y_{11} & y_{12} & \dots & y_{1n} \\ y_{21} & y_{22} & \dots & y_{2n} \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ y_{n1} & y_{n2} & \dots & y_{nm} \end{pmatrix}$$

В качестве эталона выбираем такой фрагмент снимка , на котором имеет место постоянное значение интенсивности яркости, в работе в качестве эталона было принято изображение глазницы. Таким образом, цифровые изображения в виде матриц, отобразим соответствующими гистограммами и их количественными характеристиками с помощью технологий статистического анализа, что позволит реализовать диагностическую модель на основе эталонного сравнения изображений диагностируемого объекта и его эталона. Таким образом, представив лобную пазуху и глазницу в виде матриц X и Y , размерами $n \times n$, можно приступить к их математической обработке. Основные этапы алгоритма эталонного способа метода диагностики могут быть представлены следующим образом.

1. Первым шагом является вычисление нормированной гистограммы распределения уровней яркости фрагмента $h_i(r_k)$:

$$h_i(r_k) = \frac{n_k}{n_i},$$

где n_i - общее количество пикселей в заданном фрагменте изображения;

n_k - число пикселей изображения, уровень которых равен r_k .

Следовательно таким образом, в результате применения данного алгоритма, мы получим нормированные гистограммы исследуемого рентгеновского снимка. Сводный график гистограмм позволяет врачу сравнить распределение вероятностей интенсивностей яркости для каждого из фрагментов по отношению к другому и произвести диагностику на основе данной информации. Разработан программный модуль для реализации описанного алгоритма.

Таким образом, гистограммная модель плотности распределения вероятностей яркости диагностически - информативных фрагментов рентгеновских изображений в носо - подбородочной проекции позволяет:

- является представить исследуемый фрагмент,
- оценить его яркостное распределение,
- сравнить с другими диагностически - информативными областями рентгенограммы и оценить состояние пациента.

Следующими шагами диагностики будет:

2. Второй шаг. Сравнение между собой средних значений

$$M^*[Y] = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n Y_i = \bar{Y}_{\text{cp}} \quad \text{и} \quad M^*[X] = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i = \bar{X}_{\text{cp}};$$

3. Третий шаг. Сравнение между собой дисперсий

$$D^*[X] = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X}_{\text{cp}})^2 \quad \text{и} \quad D^*[Y] = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y}_{\text{cp}})^2;$$

Оценку состояния лобной пазухи осуществим посредством отношений математических ожиданий объекта и эталона и с помощью вариационного коэффициента, определяемых отношением среднеквадратичных отклонений к математическим ожиданиям соответственно для каждой гистограмм. Патология лобной пазухи будет иметь место, если отношение между математическими ожиданиями соответствующих гистограмм объекта и эталона будет превышать единицу, а коэффициент вариации лобной пазухи будет превышать соответствующий коэффициент эталона. Визуально принятие решения может быть осуществлено врачом - клиницистом при наложении гистограмм в одну систему координат. Научная новизна заключается в использовании статистических параметров (гистограмма, математическое ожидание, коэффициент вариации) для количественной оценки состояний лобной или верхнечелюстной пазухи и их идентификации в соответствии с классом патологий при диагностике пациента в автоматическом режиме по рентгенографическим (томографическим) изображениям [4].

Недостатком эталонного способа при автоматической диагностике рентгенографического изображения является качество изображения такого выбранного фрагмента снимка, на котором имеет место постоянное значение интенсивности яркости. В работе в качестве эталона было принято изображение глазницы. Результатом недостаточного качества такого выбранного фрагмента снимка в качестве эталона является погрешность диагностики. Данная погрешность может привести к существенному искажению качества результата обработки снимка и тем самым к неточному или неправильному диагнозу заболевания пациента, что может в некоторых случаях привести к неверному медикаментозному или хирургическому лечению.

Реализация. Безэталонный способ. Для реализации безэталонного способа при решении задачи анализа и обработки рентгенографического изображения определяем термин «изображение» как некий математический объект, обладающий определенными математическими свойствами. При проведении математических операций над изображением по аналогии с эталонным способом предполагаем, что оно существует в цифровой форме – «цифровое изображение», которое представляется дискретным массивом чисел, образующих матрицу элементов b_{ij} с параметрами (i, j) , где $1 \leq i \leq n$ и $1 \leq j \leq n$. Элементы b_{ij} являются квадратом (пикселем, апертурой), определяемым неравенством $i - 1 \leq x \leq i$ и $j - 1 \leq y \leq j$ (x и y – пространственные координаты непрерывного изображения). Тогда любой матрице $[b_{ij}]$ порядка $n \times n$ можно сопоставить изображение, значение яркости которого в квадрате b_{ij} равно постоянной величине \bar{b}_{ij} для

каждой пары (i, j) . Элемент цифрового изображения можно представить в виде случайной величины $\bar{b}(i, j)$, а матрицу $n \times n$ как матрицу случайных величин $[\bar{b}(i, j)]$.

Так как числа b_{ij} можно принять за полноправных представителей случайной величины $\bar{b}(i, j)$, распространив их значение на площадь всего элемента, то обозначения матрицы типичного цифрового изображения будет иметь следующий вид:

$$B_{ij} = \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} & \dots & b_{1n} \\ b_{21} & b_{22} & \dots & b_{2n} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ b_{n1} & b_{n2} & \dots & b_{nn} \end{bmatrix}$$

Совокупность случайных величин яркостей элементов изображения порождает соответствующую ковариационную матрицу, устанавливающую статистические связи между элементами $\sum_B = M\{(B - \bar{B})(B - \bar{B})'\}$, где M – оператор математического ожидания, \bar{B} – соответствует среднему вектору $B = \{b_{11}, b_{12}, \dots, b_{ij}, \dots, b_{nn}\}$, $(B - \bar{B})$ – представляет матрицу столбец, а $(B - \bar{B})'$ – матрицу строку.

Полученная матрица содержит $n^2 \times n^2$ элементов, диагональные элементы являются дисперсиями отдельных случайных величин, а все остальные элементы соответствуют ковариациям двух случайных величин b_{ij} , взятых при разных сочетаниях i и j . Ковариационная матрица строго симметрична.

Полезные свойства изображения могут быть выявлены при анализе автокорреляционной матрицы изображения, которую принято называть матрицей рассеяния, поскольку она характеризует рассеяние дисперсий элементов изображения

$$S_B = \begin{bmatrix} M\{b_{11}^2\} & \dots & M\{b_{11}b_{nn}\} \\ \dots & \dots & \dots \\ M\{b_{nn}b_{11}\} & \dots & M\{b_{nn}^2\} \end{bmatrix}$$

В некоторых случаях матрица \sum_B более удобно выражается через коэффициенты корреляции, которые определяются соотношением $r_{ij} = \sigma_{ij}^2 / \sigma_{ii}\sigma_{jj}$. Тогда J_B будет равна $\sum_B = \Gamma_\eta R_K \Gamma_\eta$, где Γ_η – диагональная матрица среднеквадратичных отклонений σ_{ij} , R_K – матрица коэффициентов корреляции r_{ij} .

В общем случае изображение представляет случайный процесс, и только в ограниченных сюжетах можно найти участки, подчиняющиеся признакам стационарности и эргодичности. Нетрудно понять, что \sum_B в этом случае определяется любой из своих строк или столбцов $\sum_B = \sigma^2 R_K'$, где

$$R_K' = \begin{bmatrix} 1 & r_1 & \dots & r_{n-1} \\ r_1 & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ r_{n-1} & \dots & \dots & \dots \end{bmatrix} - \text{корреляционная матрица для строк и столбцов, } r_i - \text{коэффициенты}$$

корреляции для строк и столбцов. Следовательно, используя средства и методы математической статистики и матричного счисления, можно описать все существенные свойства рентгенографических изображений и на основании данных свойств, с использованием соответствующих алгоритмов обработки, реализованных программным и информационным обеспечением МАДИС, осуществить достоверную качественный анализ снимков с последующей диагностикой заболеваний. .

Научная новизна. Результаты. Научная новизна заключается в использовании статистических параметров (математическое ожидание, дисперсия, гистограмма, коэффициент вариации, автокорреляционная матрица, коэффициент корреляции) для количественной оценки состояний лобной или верхнечелюстной пазухи и их идентификации в соответствии с классом патологий при диагностике пациента в автоматическом режиме по рентгенографическим (томографическим) изображениям. Представленные и описанные в работе способы реализации метода диагностики параназальных пазух были использованы при практической реализации отдельных компонентов МАДИС позволило получить следующие результаты:

1. разработано программное обеспечение, реализующее алгоритм обработки рентгенографических изображений с использованием эталонного и безэталонного способов метода диагностики параназальных пазух при ЛОР - заболеваниях;

2. это позволило повысить качество обработки рентгенографических снимков и как следствие точность диагностики заболеваний;
3. разработанное программное обеспечение позволило повысить степень автоматизации процесса обработки рентгенографических снимков с элементами автоматической обработки, что позволяет формализовать процедуру постановки диагноза;
4. получено свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2012619118[5];
5. результаты работы прошли апробацию на одной международной и трёх Всероссийских научно-технических конференциях.

Библиографический список

1. Н.Н. Блинов, А.И.Мазуров Что впереди? // Мед. Техника. -2006 г., N5, с.3-6
2. Н.Н. Блинов, А.И.Мазуров Проблемы расширения диагностических возможностей медицинской рентгенотехники // Мед. Техника. -2011 г., N5, с.1-5
3. А.Г.Волков Лобные пазухи. – Ростов н/Д: Изд-во «Феникс», 2000, 512 с.
4. А.Г.Волков, Самойленко А.П., Проскуряков А.В. Метод диагностики состояния параназальных пазух по их рентгенографическим изображениям. – X Международную научно-техническую конференцию «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» (ФРЭМЭ'2012) 2012, 63-67 с.
5. А.П.Самойленко, А.В.Проскуряков, А.В.Прибыльский, С.А.Скляров, А.А. Скляров Программный процессор мобильного диагностического терминала информационной поддержки врача- оториноларинголога. – Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2012619118

IMPLEMENTING THE METHOD OF DIAGNOSTICS OF THE PARANASAL SINUSES' STATE ACCORDING TO ITS X-RAY IMAGES

A. Samoyl'enko, A. Proskuryakov

Taganrog Institute of Technology of Southern Federal University, alexander@mopevm.tsure.ru

In this report the method of diagnostics of frontal and maxillary sinuses' state is proposed. The diagnostics is made according to its x-ray and tomographical images. The pictures are taken according to the standard technology. Corresponding matrixes of picture fragments are exposed after discretization (sampling) and quantization. Intensity of pixels' brightness are the elements of localized images. The first way of implementing the diagnostic method is standard. One of the localized fragments appears to be the standard. The pixels forming this fragment keep the constant intensity of brightnesses. The second way of implementing the diagnostic method is non-standard. Considering that the matrixes are the random variables, the elements of applied mathematical statistics are used. By means of these elements matrixes are represented by histograms of density of probabilities' distribution of intensity of pixels' brightness. Each histogram is the empirical law of distribution of densitometrical parameter of image. It is estimated by mathematical expectation, dispersion, average squaring deviation and variation coefficient. The diagnostics of fragments' state of the researching object is estimated by mathematical expectations of diagnosed fragment and a reference object histograms and related to the comparative analysis of the histogram variation coefficient. In non-standard diagnostics fragments' state of the researching object is estimated according to image matrix autocorrelation. This matrix is commonly referred to as scattering matrix because it characterizes the scattering of pixel dispersions. The report provides the scientific novelty and results obtained while applying the given methods of ENT disease diagnostics. The results were obtained via realizing the basic components of automated medical diagnostic information system based on a local area network.



СОВРЕМЕННЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ДИАГНОСТИКИ И КЛИНИЧЕСКОЕ ЗНАЧЕНИЕ ПОВРЕЖДЕНИЯ ПОЧЕК У БОЛЬНЫХ С ОСТРЫМ КОРОНАРНЫМ СИНДРОМОМ

Зайцева В.П.¹, Нанчикеева М.Л.¹, Буреев Н.М.², Вахракова М.В.³

- 1- Кафедра терапии и общей врачебной практики ИПО ГБОУ ВПО ИвГМА Минздрава России, г.Иваново
- 2- Кафедра внутренних, профессиональных болезней и пульмонологии, ГБОУ ВПО Первый МГМУ им. И.М.Сеченова Минздрава России, г.Москва
- 3- Заместитель главного врача по медицинской части ГБУЗ ВО ГБ №4, г. Владимир.
varvara.n@mail.ru

Целью работы было изучить распространенность и степень тяжести почечной дисфункции, в том числе острого почечного повреждения (ОПП), среди пациентов с острым коронарным синдромом (ОКС) для определения тактики ведения пациентов – необходимости проведения активной органопротективной стратегии. Нами установлены клинические особенности пациентов с ОКС и ОПП, выявлены факторы риска ассоциированные с ухудшением функции почек. Установлено, что дисфункция почек нередка среди пациентов

с ОКС. Более того, у большинства пациентов, как с инфарктом миокарда, так и с нестабильной стенокардией, к моменту выписки из стационара функция почек полностью не восстанавливается. Мониторирование функции почек в период госпитализации выявило разнонаправленный тренд изменения скорости клубочковой фильтрации (СКФ) среди пациентов с ОКС. Пациенты, у которых к моменту выписки из стационара, СКФ остается существенно сниженной и/или продолжает уменьшаться, нуждаются в проведении активной нефропротективной стратегии в период амбулаторной реабилитации.

Материалы и методы

Обследовано 70 пациентов с острым коронарным синдромом (ОКС): 45 (64%) мужчин и 25 (36%) женщин, средний возраст 64 [54;74] года (здесь и далее данные представлены в виде медианы (Me) и интерквартильного размаха [25;75] процентиля), доставленных бригадой скорой медицинской помощи в Городскую больницу №4 г. Владимир за период с декабря по июнь 2013г. Диагноз устанавливали на основании клинических рекомендаций [1,2,3].

Клиническая характеристика пациентов с ОКС, включенных в исследование.

На основании результатов проведенного обследования из 70 пациентов с ОКС у 20 (28,6%) был установлен диагноз нестабильной стенокардии (НС), у остальных 50 (71,4%) развился острый инфаркт миокарда (ИМ). Среди пациентов с ОКС большинство - 34 (48,5%) страдали хронической ишемической болезнью сердца (ХИБС), 61 (87%) – гипертонической болезнью (ГБ), 25 (36%) имели клинические признаки хронической сердечной недостаточности (ХСН), у 11 (16%) - зарегистрирована фибрилляция предсердий (ФП), 19 (27%) страдали сахарным диабетом 2 типа (СД 2 типа). У всех обследованных больных оценивали функцию почек по уровню креатинина сыворотки крови (Scr) и расчетной СКФ по формуле СКД-ЕРІ (рСКФ_{ЕРІ}) [4]. Гиперкреатининемией считали: Scr \geq 115мкмоль/л у мужчин, Scr \geq 107 мкмоль/л у женщин. У всех обследованных пациентов с ОКС оценивали развитие и тяжесть острого почечного повреждения (ОПП), согласно критериям KDIGO (2012 г.). Функцию почек у пациентов с ОКС оценивали исходно и на 14 день стационарного лечения.

Статистический анализ.

Обработку полученных в результате исследования данных проводили при помощи программного пакета StatSoft, Inc. STATISTICA, версия 7.0. Для параметров с типом распределения, отличным от нормального, приведены медиана и интерквартильный размах. При оценке статистической значимости различий между группами по количественным показателям применяли критерий Манна-Уитни. При сравнении дискретных переменных использовали критерий χ^2 Пирсона. Сравнение зависимых групп при непараметрическом распределении количественных данных выполнено с использованием критерия Вилкоксона (Z), для сравнения качественных показателей использовали критерий Мак-Немара (χ^2). Различия показателей между группами считали статистически значимыми при уровне значимости $p < 0,05$.

Результаты и их обсуждение:

1. Функциональное состояние почек у пациентов с ОКС.

Среди 70 пациентов с ОКС, включенных в исследование, на момент поступления в стационар средний уровень креатининемии составил 103 [76;197] мкмоль/л, гиперкреатининемия была выявлена у каждого третьего. Уровень рСКФ_{ЕРІ} в обследованной группе пациентов составил в среднем 58 [21;103] мл/мин/1,73м², у подавляющего большинства 66 (94% из 70) больных рСКФ_{ЕРІ} была снижена (< 90 мл/мин/1.73м²), более чем у половины 40 (57,1%) пациентов, рСКФ_{ЕРІ} не достигала 60 мл/мин/1.73м².

Таблица 1 - Клиническая характеристика пациентов ОКС с ОПП и без ОПП.

Клиническая характеристика пациентов с ОКС	Подгруппы пациентов с ОКС	
	ОПП (+) (n=62)	ОПП (-) (n=8)
Гендерные показатели		
Возраст, г	64 [54;74]	55,5[46,5;64]
Пол (м:ж)	40:22	1:7*
Анамнестические данные		
ГБ	54 (85%)	7 (87,5%)
ХСН	21 (34%)	4 (50%)*
СД 2 типа	19 (31%)	-*
ФП	10 (16%)	1(12,5%)*
ИМ и/или МИ	29 (47%)	2 (25%)*
Частота ИМ и НС		
НС	15 (24%)	5 (62,5%)*
ИМ	47 (75,8%)	3 (37,5%)*
Дисфункция миокарда		
Острая сердечная недостаточность	2 (3%)	-*
ФВ ЛЖ <40%	10 (16%)	1 (12,5%)*

Примечание: *- различия достоверны, $p < 0,05$ (здесь и далее везде).

2. Частота развития и тяжесть ОПП среди обследованных пациентов с ОКС.

Распространенность ОПП среди 70 пациентов с ОКС составила 89 % ($n=62$). На основании изолированного повышения уровня креатинина ОПП (у всех I стадии) диагностировали у 22 (31%) пациентов. Частота ОПП, установленная на основании оценки диуреза, оказалась существенно выше, составив 89% ($n=62$). 1 и 2 стадии ОПП были представлены примерно в равных пропорциях 33 (53,2%) и 29 (46,8%).

2.1 Клиническая характеристика подгрупп пациентов ОКС с ОПП и без ОПП.

Клинические параметры подгрупп пациентов ОКС с ОПП и без ОПП представлены в таблице 1.

3. Динамика показателей, отражающих функцию почек, среди больных ОКС, в том числе с ОПП, за 14-дневный период стационарного лечения.

В целом в изученной группе больных ОКС к 14-дню стационарного лечения отмечено статистически значимое улучшение функции почек (таблица 2).

Таблица 2 - Динамика показателей, характеризующих функцию почек в группе больных ОКС исходно (при поступлении) и к моменту выписки ($n=70$).

Показатели функции почек	исходно	через 2 недели
Средний уровень Scr, мкмоль/л	103 [76;197]	96 [88;98] *
Частота гиперкреатинемии, n (%)	21 (30%)	6 (8,5%)*
Средний уровень рСКФ _{ЕРП} , мл/мин/1.73м ²	58 [21;103]	70 [53;78] *

Обращает на себя внимание, что существенное улучшение суммарной фильтрационной функции почек отмечено, как среди больных ОКС с ОПП, так и без ОПП (таблица 3).

Таблица 3 - Динамика СКФ_{ЕРП} среди пациентов с ОКС в зависимости от наличия или отсутствия у них ОПП ($n=70$).

Пациенты с ОКС	Средний уровень СКФ _{ЕРП}	
	исходно	через 2 недели
ОПП (+), $n=62$	58 [50;72]	66 [53;76] *
ОПП (-), $n=8$	64 [60;82]	83 [72;89] *

Тем не менее, результаты проведенного мониторинга функции почек у больных с ОКС свидетельствовали о сохранении почечной дисфункции к моменту выписки из стационара у большинства 66 (94% из 70) пациентов. При этом у 44 человек из 70 (62,9%) пациентов с ОКС за 14-дневный период наблюдения нами не было выявлено значимых изменений уровня рСКФ_{ЕРП}. У 27% (19 из 70) пациентов с ОКС за тот же период отмечено увеличение рСКФ_{ЕРП}, прирост рСКФ_{ЕРП} в этой подгруппе составил в среднем 31%. Однако у 10% (7 из 70) пациентов с ОКС при мониторинговании установлено ухудшение функции почек, проявившееся в отрицательной динамике рСКФ_{ЕРП} - снижение показателя в подгруппе составило 13%. Тем не менее, только у 4 из 7 больных, продемонстрировавших прогрессирующее в течение двух недель снижение функции почек, уровень рСКФ_{ЕРП} стал менее 60 мл/мин/1.73м². С нашей точки зрения именно эти 7 пациентов нуждаются в тщательном диспансерном наблюдении не только кардиолога, но и нефролога с целью проведения комплексной органопротективной стратегии.

При сопоставимом исходном среднем уровне рСКФ_{ЕРП} в подгруппах больных ОКС с ОПП и без ОПП, к 14 дню наблюдения в группе пациентов без ОПП средний показатель рСКФ_{ЕРП} был статистически значимо более высоким, что свидетельствует о негативном влиянии острого почечного повреждения на резервные возможности почечных функций (таблица 4).

Таблица 4 - Исходный уровень и динамика рСКФ_{ЕРП} в подгруппах больных ОКС с ОПП ($n=62$) и без ОПП ($n=8$).

Время исследования	Средний уровень СКФ _{ЕРП}	
	ОПП (+), $n=62$	ОПП (-), $n=8$
Исходно	58 [50;72]	64 [60;82] *
Через 2 недели	66 [53;76]	83 [72;89] *

Заключение

Анализ результатов проведенного исследования свидетельствует о значительной частоте (89%) дисфункции почек среди пациентов с ОКС. Частота ургентного ухудшения фильтрационной функции почек – ОПП, выше при инфаркте миокарда, чем при нестабильной стенокардии. В целом в группе больных с ОКС в течение 2 недель наблюдается частичное или полное восстановление почечных, проявляющееся увеличением $\text{pСКФ}_{\text{ЕРП}}$, а также уменьшением уровня креатинина сыворотки крови и частоты гиперкреатинемии. Нами отмечен более динамичный характер восстановления почечных функций среди больных ОКС без ОПП. Мониторинг функции почек в исследуемой группе пациентов с ОКС свидетельствует о сохранении почечной дисфункции к моменту выписки из стационара у большинства пациентов (94%, 66 из 70), но лишь у небольшой части больных (10%) $\text{pСКФ}_{\text{ЕРП}}$ к моменту выписки из стационара продолжала снижаться, достигая клинически значимого порога менее 60 мл/мин/1.73м². Полученные данные обосновывают необходимость тщательного наблюдения за функцией почек у пациентов с ОКС не только на этапе стационарного лечения, но и в период реабилитации с целью своевременной диагностики хронической болезни почек. Проведения активных мероприятий по «защите» почки в рамках нефропротективной стратегии среди пациентов, перенесших ОКС, оправдано и имеет целью предупреждение формирования, так называемых, вторичных «почечных» факторов риска, негативно влияющих на прогноз пациентов, страдающих сердечно-сосудистыми заболеваниями.

Библиографический список

1. Национальные рекомендации по лечению острого коронарного синдрома без стойкого подъема ST на ЭКГ// Национальные рекомендации по диагностике и лечению больных острым инфарктом миокарда с подъемом сегмента ST ЭКГ// Кардиоваскулярная терапия и профилактика 2007;6 (8), приложение 1.
2. Acute Myocardial Infarction in patients presenting with ST-segment elevation. ESC Clinical Practice Guidelines // European Heart Journal – 2012. - Vol. 33. – P. 2569–2619
3. A new equation to estimate glomerular filtration rate / A.S. Levey et al. // Ann Intern Med – 2009. - Vol. 150. – P. 604-12.

MODERN POSSIBILITIES OF DIAGNOSTICS AND CLINICAL RELEVANCE OF RENAL INJURY IN PATIENTS WITH ACUTE CORONARY SYNDROME

Zayceva V.P., Nanchikeeva M.L., Bulanov N.M., Vakhrakova M.V.
varvara.n@mail.ru

Abstract: The aim of the study was to evaluate the prevalence and severity of kidney dysfunction, including acute kidney injury (AKI), in patients with acute coronary syndrome (ACS) and to assess the indications for cardio- and nephroprotective therapy in this group of patients. We analyzed clinical features of the patients with AKI and identified risk factors that contribute to the deterioration of renal function. Impaired renal function is common in patients with ACS. And most of the patients with myocardial infarction and unstable coronary artery disease do not fully recover renal function by the end of the in-hospital stay. Kidney function monitoring in patients with ACS revealed a multidirectional trend in glomerular filtration rate (GFR). Clinical suspicion should be increased in patients with stable cardiovascular disease and continuous decline of GFR by the end of the in-hospital stay. We suggest that active nephroprotective therapy is justified during the outpatient recovery period in this group of patients.

Key words: acute coronary syndrome, acute kidney injury, kidney function monitoring, nephroprotective therapy, rehabilitation

ПРОГНОЗИРОВАНИЕ ЖИЗНЕУГРОЖАЮЩИХ НАРУШЕНИЙ РИТМА СЕРДЦА ПО ПОКАЗАТЕЛЯМ ВАРИАбельНОСТИ РИТМА СЕРДЦА У БОЛЬНЫХ АРТЕРИАЛЬНОЙ ГИПЕРТЕНЗИЕЙ И НАРУШЕНИЕМ УГЛЕВОДНОГО ОБМЕНА

Омельченко В.П., Караханян К.С., Демидова А.А.

Государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Ростовский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации, kara_008@mail.ru

Влияние на сердце симпатического и парасимпатического отделов вегетативной нервной системы и гуморальных факторов регуляции обеспечивает координирующую функцию и достижение оптимальных результатов в плане адаптации к изменяющимся условиям внутренней и внешней среды [1]. Отклонения, возникающие в регулирующих системах сердца, как правило, предшествуют гемодинамическим, метаболическим, энергетическим нарушениям и, следовательно, являются наиболее ранними прогностическими признаками неблагополучия обследуемого. Сердечный ритм служит индикатором этих отклонений [2], а потому исследование вариабельности ритма сердца у больных с такой сложной патологией как артериальная гипертензия (АГ) на фоне нарушений углеводного обмена имеет важное прогностическое и диагностическое значение.

Целью работы явилось у больных АГ на фоне нарушений толерантности к глюкозе (НТГ) или сахарного диабета (СД) 2 типа прогнозировать заболевания с учетом риска развития жизнеугрожающих нарушений ритма сердца.

Обследовано 55 больных АГ с нарушением толерантности к глюкозе (НТГ) (1 группа) и 65 больных АГ и СД 2 типа (2 группа). Контрольную группу составили практически здоровые люди. Всем больным проведена регистрация ЭКГ на аппаратно-компьютерном комплексе Кармин (г. Таганрог). Путем статистической обработки рассчитывали показатели временного и спектрального анализа вариабельности сердечного ритма (ВСР). Кроме того, определяли среднюю частоту сокращений сердца (ЧСС) в дневное, ночное время суток, циркадный индекс (ЦИ) как отношение среднедневной к средненочной ЧСС. Для изучения нелинейных характеристик ВСР использовали показатель фрактальной размерности временного ряда (FrD). После комплексного клинично-инструментального исследования из 1-й группы больных АГ и НТГ была выделена подгруппа пациентов (n=30) с нарушениями ритма сердца или высоким риском развития внезапной сердечной смерти. Среди больных АГ и СД 2 типа аналогичная подгруппа пациентов составила 33 человека. Ключевым при выделении подгруппы больных с высоким риском развития внезапной кардиальной смерти был анализ результатов холтеровского мониторирования ЭКГ, исследования электрической стабильности миокарда, вариабельности сердечного ритма [3].

В результате проведенного исследования было установлено, что у больных 1-й и 2-й групп в отличие от пациентов контрольной группы в дневное время выявлена тахикардия до $96,1 \pm 3,1$ и $101,2 \pm 3,3$ ударов в минуту, соответственно. Средненочная ЧСС также превышала значения пациентов контрольной группы ($p < 0,05$) и составила $77,2 \pm 2,2$ и $84 \pm 2,7$ ударов в минуту, соответственно. Наряду с этим, у больных двух групп регистрировалось уменьшение ЦИ относительно соответствующего показателя здоровых людей, равного $1,35 \pm 0,02$ ($p < 0,05$). Причем более значительно ЦИ снижался во 2-ой группе: $1,18 \pm 0,03$ против $1,27 \pm 0,01$ в первой. По результатам временного анализа ВСР у больных двух групп выявлено снижение функции разброса (на основании данных о среднеквадратическом отклонении) и усиление функции концентрации ритма, очевидно, вследствие ослабления тонических влияний парасимпатической нервной системы. Спектральный анализ ВСР свидетельствовал о статистически достоверном уменьшении мощности всех компонентов спектра у больных АГ и нарушениями углеводного обмена: как медленных (LF) и очень медленных волн (VLF), отражающих степень активации симпатических сегментарных и церебральных центров регуляции, так и быстрых волн (HF), обусловленных парасимпатическими влияниями. Наряду с этим, у больных исследуемых групп отмечалось относительное преобладание волн большого периода, свидетельствующих о доминировании симпатических влияний, тогда как у здоровых людей отношение LF/HF приближалось к 1. В результате применения методов нелинейной динамики было установлено, что в спектре мощности кардиоинтервалограммы у больных 1-й и 2-й групп, доля непериодических хаотических компонентов, имеющих фрактальную природу, составляла, соответственно, 65% и 85%. У больных 1-й группы показатель FrD сердечного ритма находился в интервале 1,0-1,2, в среднем составил $1,07 \pm 0,002$. У пациентов 2-й группы происходило снижение фрактальной размерности, что свидетельствовало об усилении непериодичности хаотической компоненты кардиоинтервалограммы [4]. Так, показатель FrD сердечного ритма колебался в диапазоне 0,75-1,0, в среднем составил $0,90 \pm 0,002$. Снижение FrD у больных 2-й группы обратно коррелировало с усилением влияния симпатических нервов на сердце. Кроме того, усиление «хаоса» в структуре ритма сердца находилось в тесной прямой взаимосвязи с количеством экстрасистолических и вентрикулярных экстрасистол, появление которых связано с повышенным риском внезапной сердечной смерти. Электрическая нестабильность миокарда, являющаяся еще одним характерным признаком автономной кардионейропатии, была выявлена при проведении суточного мониторирования ЭКГ у 17 больных 1-й группы и у 25 пациентов 2-й группы в виде альтернации зубца Т. Среди пациентов контрольной группы данный феномен не зарегистрирован. Особый интерес, на наш взгляд, представляют данные об увеличении дисперсии (по данным стандартной ЭКГ) и вариабельности (по результатам холтеровского мониторирования) интервала QT у больных АГ и нарушениями углеводного обмена относительно пациентов контрольной группы. У больных АГ и СД 2 типа признаки электрофизиологической неоднородности миокарда были более выражены.

Итак, результаты исследования свидетельствовали об уменьшении ВСР у пациентов с АГ и нарушениями углеводного обмена и однозначно указывали на наличие у них признаков вегетативного дисбаланса. Известно, что наиболее чувствительным показателем ВСР, имеющим прогностическое значение, является среднеквадратическое отклонение, которое характеризует вегетативную регуляцию сердечной деятельности в целом и зависит от воздействия, как симпатического, так и парасимпатического отделов нервной системы. Другие показатели частотного анализа также свидетельствовали об уменьшении ВСР у больных двух групп вследствие ослабления тонуса блуждающего нерва и/или повышения активности центров, отражающих уровень симпато-адреналовой или эрготропной активации. На наш взгляд, эти процессы взаимосвязаны, поскольку активация высших вегетативных центров, отвечающих за метаболизм и энергетический обмен, сопровождается подавлением активности ниже лежащих уровней регуляции, снижением ВСР и уменьшением суммарной мощности спектра в диапазоне дыхательных волн и медленных волн 1 и 2 порядка. В связи с этим, логичным было бы обнаружение повышения мощности медленных волн за счет симпатикотонии. Однако нам не удалось выявить подобной закономерности, что еще раз подтверждает широко

распространенное мнение о трудности однозначной интерпретации данных анализа ВСР и сведения об отсутствии корреляции между показателями частотного и спектрального анализа. Сопоставление полученных данных с результатами оценки вегетативных проб указывало, что в формировании изменений ВСР у больных АГ и нарушениями углеводного обмена заинтересованы оба отдела вегетативной нервной системы [5].

Известно, что вегетативный дисбаланс способствует развитию аритмогенной ситуации. Хотя спектр и выраженность сердечных аритмий у больных 1-й группы не отличались от контрольных, косвенным подтверждением наличия у них электрофизиологической неоднородности миокарда служило увеличение дисперсии и вариабельности интервала QT и наличие альтернации зубца T. У пациентов 2-й группы, наряду с миграцией водителя ритма (29,2%) и синоатриальной блокадой (10,5%), нами была выявлена желудочковая экстрасистолия (16,8%) и эпизоды наджелудочкового ускоренного ритма (26,1%).

В наших исследованиях в результате корреляционного анализа были выявлены достоверные и тесные корреляции, в основном, пространственных показателей гетерогенности реполяризации ЛЖ и нарушений ритма сердца у больных двух групп. Причем, по мере усиления метаболических нарушений у пациентов с АГ увеличивалась как выраженность гетерогенности реполяризации ЛЖ, так и взаимосвязи его показателей с нарушениями ритма сердца. На основании использования метода множественной регрессии для больных АГ с НТГ была получена формула для расчета вероятности нарушения ритма сердца. В эту формулу входили показатели фрактальной мощности, длины скатерграммы, мощности очень низкочастотного компонента спектра ВРС, показатель ваго-симпатического равновесия и дисперсия интервала JT. Полученная математическая модель имела следующий вид:

$$P = -1,06 * FrD + 0,198 * ДлСК - 0,01 * VLF + 0,166 * LF/HF + 0,0192 * vJTd + 4,33,$$

где P – вероятность развития желудочковых нарушений ритма сердца или внезапной кардиальной смерти, FrD – фрактальная мощность, ДлСК – длина скатерграммы (в сек), VLF – мощность очень низкочастотного компонента спектра ВРС (в $ms^2/Гц$), LF/HF – показатель ваго-симпатического равновесия, vJTd – временной показатель дисперсии интервала JT (в мс).

Для больных АГ с СД 2 типа была получена формула для расчета вероятности нарушения ритма сердца с несколько другими показателями, имеющими высокую дискриминантную мощность. В эту формулу входили показатели фрактальной мощности, мощности очень низкочастотного компонента спектра ВРС, показатель ваго-симпатического равновесия, дисперсия интервала QT и общая мощность спектра ВРС. Полученная математическая модель имела следующий вид:

$$P = -0,199 * FrD - 0,004 * VLF + 0,115 * LF/HF + 0,008 * vQTd - 0,007 * TP + 3,29$$

где P – вероятность развития желудочковых нарушений ритма сердца или внезапной кардиальной смерти, FrD – фрактальная мощность, VLF – мощность очень низкочастотного компонента спектра ВРС (в $ms^2/Гц$), LF/HF – показатель ваго-симпатического равновесия, vQTd – временной показатель дисперсии интервала QT (в мс), TP – общая мощность спектра (в $ms^2/Гц$).

Итак, негомогенность желудочковой реполяризации ЛЖ, снижение вариабельности сердечного ритма, относительное превалирование симпатических влияний на сердце, ригидный сердечный ритм с высоким удельным неконтролируемых периодических составляющих тесно связаны с развитием нарушений ритма сердца у больных АГ и нарушением углеводного обмена. Изучение вариабельности сердечного ритма и электрической стабильности миокарда для оценки симпато-вагального баланса в организме позволит оценить вероятность развития потенциально опасных аритмий и внезапной сердечной смерти у больных при сочетании АГ с нарушением углеводного обмена.

Библиографический список

1. Вейн А.М. Вегетативные расстройства.– М.: Медицина. - 2000. -342 с.
2. Иванов Г.Г. // Современная электрокардиография: новые возможности и области применения в клинике.– М, 2000.– С.24-56.
3. В.П.Омельченко, К.С. Караханян, Т.Б. Синянян, А.А. Демидова, И.А. Демидов. Способ повышения информативности автоматизированного метода исследования вариабельности сердечного ритма у больных диабетической кардионейропатией. // Матер. науч. форума «Информационные технологии в здравоохранении и практической медицине». – Киев. -2006. -С.67-68.
4. В.П. Омельченко, А.А. Демидова, К.С. Караханян. Оценка эффективности антиаритмических препаратов с помощью кардиоинтервалометрии и новых подходов статистического анализа ритмической деятельности сердца.// Международная научная конференция «Проблемы и опыт реализации болонских соглашений». Черногория 9-16 сентября 2008г. -№7. -С.104-105.
5. А.А. Демидова, Т.Б. Синянян, Э.В. Курбатова, К.С. Караханян, И.А. Демидов. Использование кардиоинтервалометрии для прогноза жизнеопасных нарушений ритма сердца. // Известия ЮФУ. Технические науки № 5. «Медицинские информационные системы». г. Таганрог -2008. -С 97-99.

FORECASTING OF LIFE-THREATENING HEART RHYTHM DISTURBANCE IN TERMS OF HRV IN PATIENTS WITH ARTERIAL HYPERTENSION AND VIOLATIONS OF CARBOHYDRATE METABOLISM

V.P. Omelchenko, K.S Karakhanyan, A.A. Demidova

State educational institution of higher professional education «Rostov State medical university» of the Ministry of health of the Russian Federation, Russia, Rostov-on-don, kara_008@mail.ru

Cardiovascular pathology in patients with arterial hypertension and diabetes mellitus as a cause of mortality occupies the leading place in almost all countries of the world. In patients with arterial hypertension and carbohydrate metabolism significantly increases the risk of arrhythmias, sudden death due to the rapid formation of the Autonomous cardiac neuropathy. In addition, such patients eventually generates chronic activation of the sympathetic nervous system, which can cause heart rhythm disturbances due to different mechanisms.

The impact on the heart of the sympathetic and parasympathetic nervous systems and humoral factors of the regulation provides a coordinating function and achieving optimum results in terms of adapting it to the changing internal and external environment. Variations in the regulatory systems of the heart, usually precedes the hemodynamic, metabolic and energetic violations and thus are most early prognostic signs of trouble for the individual. Heart rate is an indicator of these variations, and therefore the study of heart rate variability in patients with such a complex pathology as arterial hypertension (AH) on the background of carbohydrate metabolism has an important prognostic and diagnostic value.

The above explains the obvious need of search of methods of early diagnostics and prognosis of life-threatening heart rhythm disturbances in patients with arterial hypertension and diabetes mellitus by identifying specific disturbances of vegetative regulation of cardiac rhythm in the initial stages of the disease or on the background of infringement of tolerance to glucose by the method of cardiointervalografia.

Keywords: variability of an intimate rhythm, arrhythmia, forecasting.

ВОЗМОЖНОСТИ МЕТОДОВ ЛАЗЕРНОЙ ДОПЛЕРОВСКОЙ ФЛОУМЕТРИИ И ОПТИЧЕСКОЙ ТКАНЕВОЙ ОКСИМЕТРИИ В ОЦЕНКЕ СОСТОЯНИЯ МИКРОКРОВОТОКА И ФАКТОРОВ ЕГО РЕГУЛЯЦИИ В НОРМЕ И ПРИ НАРУШЕНИЯХ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ СЕРДЦА

Ослякова А.О., Тихомирова И.А.

ФГБОУ ВПО «Ярославский государственный педагогический университет им. К.Д. Ушинского»,
a.oslyakova@yandex.ru

Потребность периферических тканей в кислороде и питательных веществах обеспечивается посредством адекватной перфузии, реализуемой сердечно-сосудистой системой. В условиях патологии в организме человека происходят различные изменения кровотока, отражающие нарушения гомеостаза. Для сердечной недостаточности характерна неспособность сердечно-сосудистой системы адекватно обеспечить органы и ткани организма кровью и кислородом в количестве, достаточном для поддержания нормальной жизнедеятельности, поскольку нарушается сократительная способность миокарда [1]. Мельчайшей функциональной единицей сосудистой системы является микроциркуляторное русло, где, в конечном счете, реализуется транспортная функция сердечно-сосудистой системы и обеспечивается транскапиллярный обмен, создающий необходимый для нормального функционирования организма тканевой гомеостаз [2]. Важность исследования состояния микроциркуляции объясняется тем, что показатели центральной гемодинамики не всегда отражают реальную картину периферического кровообращения и изменяются лишь после наступления не только выраженных, но и порой необратимых нарушений микроциркуляции [3]. Одним из современных методов оценки состояния микроциркуляции является лазерная доплеровская флоуметрия (ЛДФ) в сочетании с оптической тканевой оксиметрией (ОТО). Метод ЛДФ широко используется как в клинических, так и в научных исследованиях, поскольку, обладая высокой чувствительностью к изменениям микрогемодинамической ситуации в сосудистом русле, имеет неоспоримое преимущество перед другими методиками исследования микроциркуляции и позволяет оценивать состояние механизмов управления кровотоком [4]. Оптимальное функционирование органов и организма в целом определяется состоянием отдельных звеньев и регуляторных механизмов перфузии ткани кровью. Исследование механизмов регуляции микроциркуляции как в состоянии нормы, так и при патологии представляет важную проблему, от решения которой зависит выяснение ряда вопросов, имеющих существенное значение для теории и практики физиологии и медицины. Таким образом, **целью** настоящего исследования было оценить состояние микрокровоотока и факторов его регуляции в норме и при нарушениях сердечной деятельности с помощью методов ЛДФ и ОТО.

Материалы и методы. В исследование, после получения информированного согласия, были включены добровольцы (лица обоего пола): группу 1 составили практически здоровые лица ($n=22$, средний возраст $30,7 \pm 12,4$ лет); группу 2 - пациенты с ишемической болезнью сердца (ИБС), стенокардией напряжения (СН) II функционального класса (ФК), хронической сердечной недостаточностью (ХСН) II ФК ($n=22$, средний возраст $68,1 \pm 6,4$ лет); группу 3 - пациенты с ИБС, СН III ФК, ХСН III ФК ($n=53$, средний возраст $63,4 \pm 12,0$ лет). Для верификации диагноза была использована функциональная классификация Нью-Йоркской ассоциации сердца (НУНА).

Состояние микроциркуляции изучали с помощью анализатора ЛАКК-02 исполнение 4 (НПП «Лазма», Москва). Данный прибор сочетает две диагностические технологии – метод ЛДФ и метод ОТО, которые позволяют одновременно неинвазивно контролировать три параметра микрокровотока: изменение показателя микроциркуляции (параметр ПМ), динамику изменения средней относительной кислородной сатурации крови (параметр SO_2) и показатель фракционного объемного кровенаполнения ткани в зоне измерения (параметр V_r) [5]. Оценивали характеристики показателя микроциркуляции ПМ: среднее арифметическое значение (M), среднеквадратичное отклонение (σ).

Среди звеньев регуляции микрокровотока выделяют активные и пассивные механизмы, которые в полосе частот от 0,005 до 3 Гц формируют пять неперекрывающихся частотных диапазонов: 0,007 – 0,017 Гц – диапазон эндотелиальной активности, связанной с релизингом основного вазодилататора NO [5]; 0,023 – 0,046 Гц – диапазон нейрогенной (симпатической адренергической) активности; 0,05 – 0,145 Гц – диапазон миогенной (гладкомышечной) активности; 0,2 – 0,4 Гц – диапазон респираторного ритма; 0,8 – 1,6 Гц – диапазон кардиального ритма [4, 6]. Регистрируемый в ЛДФ-грамме колебательный процесс является результатом наложения осцилляций, обусловленных функционированием активных и пассивных механизмов. Амплитудно-частотный спектр колебаний микрокровотока рассчитывали с помощью вейвлет-преобразования и оценивали вклад эндотелиальных, нейрогенных и миогенных компонентов тонуса микрососудов (активные механизмы), а также дыхательных и сердечных ритмов (пассивные механизмы). Ввиду разброса результатов измерений амплитуд колебаний осуществлять диагностику работы того или иного механизма регуляции только по величинам максимальных амплитуд затруднительно, поэтому анализировали также функциональный вклад каждого звена в модуляцию микрокровотока и вклад в общий уровень тканевой перфузии [7].

Из полученных данных рассчитывали: миогенный (МТ) и нейрогенный (НТ) компоненты тонуса микрососудов, показатель шунтирования (ПШ), индекс перфузионной сатурации кислорода в крови (S_m), параметр удельного потребления кислорода тканями (U) и индекс эффективности микроциркуляции (ИЭМ) – интегральный показатель, характеризующий соотношение механизмов активной и пассивной модуляции кровотока.

Результаты и обсуждение. В нашем исследовании выявлены существенные отличия состояния микрокровотока пациентов с нарушениями сердечной деятельности от группы здоровых лиц (рис. 1).

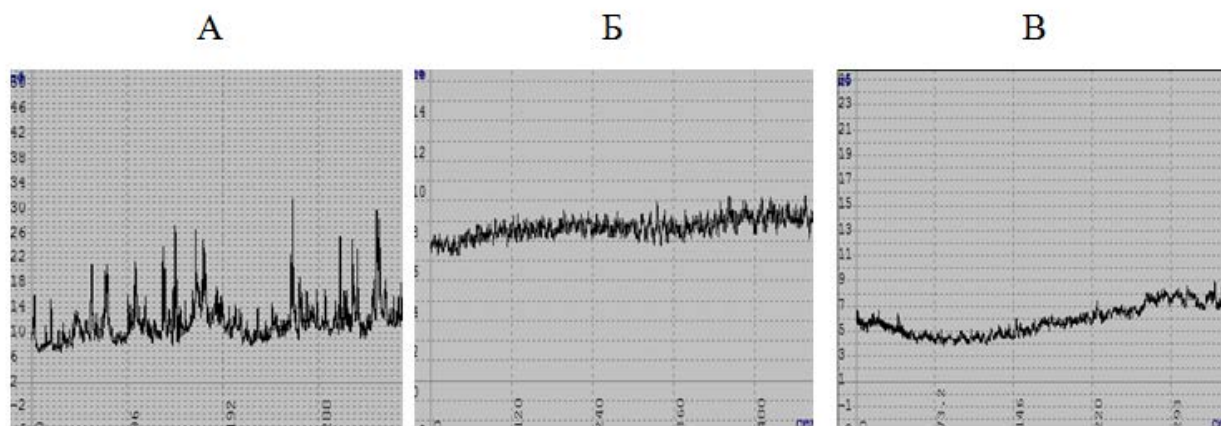


Рисунок 1 - Фрагменты ЛДФ-грамм здорового человека (А), пациентов группы 2 (Б) и пациентов группы 3 (В).

Величина показателя микроциркуляции ПМ, оцениваемая посредством ЛДФ-метрии, пропорциональна скорости движения и количеству эритроцитов в тестируемом объеме ткани [6]. Поскольку в группах пациентов показатель гематокрита был существенно выше нормы (о чем свидетельствует более высокое объемное кровенаполнение ткани V_r в группах 2 и 3), более низкие значения ПМ (на 29%, $p < 0,05$ в группе 2 и на 38%, $p < 0,001$ – в группе 3, рис. 2) могут быть следствием замедления кровотока в микрососудистом русле.

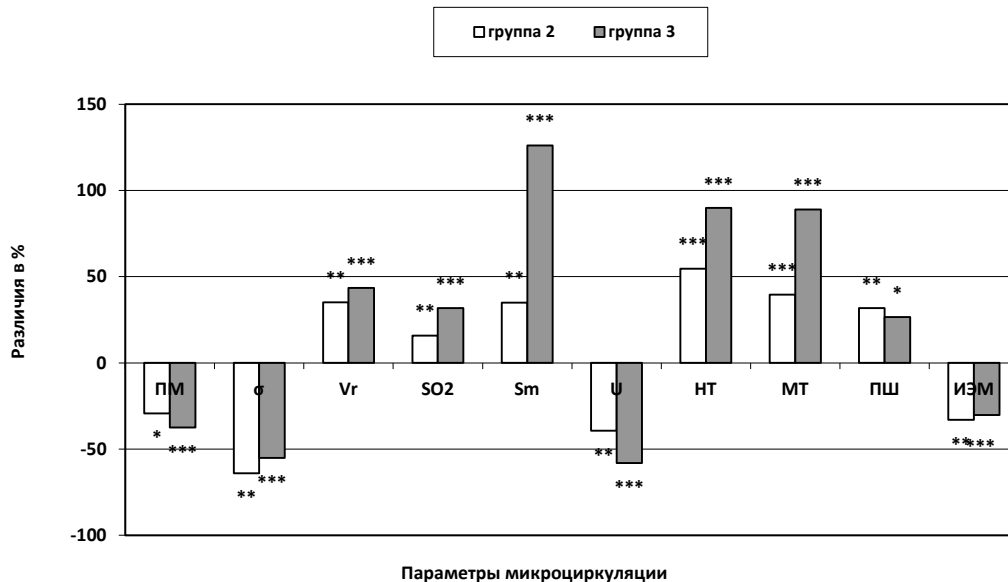


Рисунок 2 - Основные параметры микрокровотока, кислородного снабжения тканей и эффективности микроциркуляции, показатели тонуса микрососудов и шунтирования при нарушениях сердечной деятельности (в % относительно группы здоровых лиц). *Обозначения:* ПМ – показатель микроциркуляции; σ – среднее квадратичное отклонение показателя микроциркуляции; V_r – объемное кровенаполнение ткани; SO_2 – относительное насыщение кислородом крови микроциркуляторного русла биоткани; S_m – индекс перфузионной сатурации кислорода; U – параметр удельного потребления кислорода тканью; НТ – нейрогенный тонус; МТ – миогенный тонус; ПШ – показатель шунтирования; ИЭМ – индекс эффективности микроциркуляции. Статистически значимые различия обозначены: * - при $p < 0,05$; ** - при $p < 0,01$; *** - при $p < 0,001$.

Одними из ранних признаков нарушений микроциркуляции являются локальный спазм приносящих артериолярных сосудов, застойные явления в посткапиллярно-венулярных сосудах и снижение интенсивности кровотока в нутритивном звене капиллярного русла [8]. Уменьшение уровня кровотока в системе микроциркуляции как в группе 2, так и в группе 3 сопровождалось значительно более низкой вариабельностью микрокровотока (параметр σ), чем у здоровых лиц (рис. 1, 2), что свидетельствует о наличии неблагоприятных изменений на уровне микроциркуляции при данных нарушениях кровообращения. Вклад в снижение уровня тканевой перфузии при нарушениях коронарного кровотока и насосной функции сердца вносит сокращение числа функционирующих капилляров и сброс крови по артериоло-венулярным анастомозам, что подтверждается повышенными значениями показателя шунтирования (ПШ) в группе 2 и при тяжелой ХСН (группа 3) (на 32 и 27%, $p < 0,05$, соответственно) (рис. 2).

При анализе показателей кислородного снабжения тканей методом ОТО было выявлено значительное ухудшение кислородного питания тканей в условиях нарушений кровообращения. В группах лиц с нарушениями деятельности сердца обнаружены более высокие, чем у здоровых добровольцев значения параметра SO_2 (на 16%, $p < 0,05$ в группе 2 и на 32%, $p < 0,001$ - в группе 3, рис. 2), который позволяет косвенно оценивать потребление кислорода тканями. Значения индекса перфузионной сатурации кислорода S_m , характеризующего связь между потоком крови в микроциркуляторном русле и не потребленным тканями кислородом, в группе 2 (на 35%, $p < 0,05$) и, особенно, при тяжелой ХСН (на 126%, $p < 0,001$) также были существенно выше нормы. При этом в условиях сердечно-сосудистой патологии наблюдались значительно более низкие по сравнению со здоровыми добровольцами значения параметра удельного потребления кислорода тканью U (на 39%, $p < 0,05$ в группе 2 и на 58%, $p < 0,001$ - в группе 3) (рис. 2). Все это указывает на нарушение деоксигенации крови в капиллярах, снижение кислородтранспортной функции крови и кислородное голодание тканей в состоянии патологии.

Кровоток в микроциркуляторном русле подвержен колебаниям, которые отражают текущее функциональное состояние систем его регуляции. Разнонаправленные влияния со стороны сердечно-сосудистой, дыхательной, нервной и других систем на состояние периферического кровотока отражаются в ритмической структуре колебаний кровотока [6, 9]. Рассмотрение функционального состояния активных, тонусформирующих звеньев модуляции микрокровотока при нарушении коронарного кровообращения и снижении насосной функции сердца позволило выявить общую тенденцию в перераспределении регуляторных влияний на тонус резистивных микрососудов в сравнении с нормой. Как в группе 2, так и в группе 3 значительно снизился функциональный вклад всех активных регуляторных влияний (эндотелиальных, нейрогенных и миогенных) в модуляцию микроциркуляции и в общий уровень перфузии, что свидетельствует о повышенном нейрогенном и миогенном тонусе сосудов (рис. 2) и возможной дисфункции эндотелия.

На фоне отмеченного уменьшения функционального вклада активных регуляторных влияний на микроциркуляцию в условиях ишемии миокарда и сердечной недостаточности возросло модулирующее влияние кардиальных ритмов, направленных на увеличение притока артериальной крови в микрососудистое русло (на 76 и 35%, $p < 0,001$ в группах 2 и 3, соответственно). Эти особенности перераспределения регуляторных влияний наряду с комплексом изменений показателей микроциркуляции (снижение перфузии, вариабельности микрокровотока, существенный рост тонуса резистивных микрососудов и уменьшение эффективности микроциркуляции (индекс ИЭМ был на 33% ($p < 0,01$) снижен в группе 2 и на 30% ($p < 0,001$) – в группе 3) позволяют заключить, что согласно принятой классификации патогенетических расстройств микроциркуляции в обеих группах (в условиях нарушений деятельности сердца) имеет место спастический гемодинамический тип микроциркуляции.

Вывод. Таким образом, возможности методов ЛДФ и ОТО позволили выявить существенные отклонения от нормы параметров микроциркуляции при нарушениях деятельности сердца, что выразилось в снижении уровня микрокровотока, кислородного обеспечения тканей и эффективности микроциркуляции. Показано, что в условиях сердечно-сосудистой патологии изменено соотношение механизмов регуляции микроциркуляции вследствие снижения регуляторного влияния эндотелия, повышения активности вазоконстрикторных тонусформирующих ритмов и роста пульсовой волны.

Библиографический список

1. Фундаментальная и клиническая физиология / Под ред. А.Г. Камкина, А.А. Каменского. М.: Академия. – 2004. – 1072 с.
2. Поленов С.А. Основы микроциркуляции // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. – 2008. - т. 7. - № 1 (25). – С. 5-19.
3. Мчедлишвили Г.И. Микроциркуляция крови. – Л.: Наука, 1989. – 295 с.
4. Федорович А.А. Функциональное состояние регуляторных механизмов микроциркуляторного кровотока в норме и при артериальной гипертензии по данным лазерной доплеровской флоуметрии // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. – 2010. - т. 9. - № 1 (33). – С. 49-60.
5. Kvandal P., Stefanovska A., Veber M., et al. Regulation of human cutaneous circulation evaluated by laser Doppler flowmetry, iontophoresis, and spectral analysis: importance of nitric oxide and prostaglandins // Microvascular Research. – 2003. – Vol. 65. – P.160-171.
6. Функциональная диагностика состояния микроциркуляторно-тканевых систем: колебания, информация, нелнейность: руководство для врачей.- А.И. Крупаткин, В.В. Сидоров. – М.: издательская группа URSS. – 2013. - 496 с.
7. Федорович А.А. Взаимосвязь функционального состояния артериолярного и веноулярного отделов сосудистого русла кожи с уровнем артериолярного давления // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. – 2009.- т. 8. - № 4 (32). – С.47-53.
8. Козлов В.И. Система микроциркуляции крови: клинко-морфологические аспекты изучения // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. – 2006. – т. 5. - № 1 (17). – С. 84-101.
9. Крупаткин А.И. Клиническая нейроангиофизиология конечностей (периваскулярная иннервация и нервная трофика). – М.: Научный мир, 2003. – 328с.

POTENTIALITIES OF LASER DOPPLER FLOWMETRY AND OPTICAL TISSUE OXIMETRY METHODS IN ESTIMATION THE STATE OF THE MICROCIRCULATION AND FACTORS OF ITS REGULATION IN NORM AND IN CARDIAC DISORDERS

Oslyakova A.O., Tikhomirova I.A.

Yaroslavl State Pedagogical University named after K.D. Ushinsky, a.oslyakova@yandex.ru

The aim of our study was to evaluate the state of the microcirculation and the characteristic of blood flow control mechanisms in norm and in circulatory disorders by the methods of the laser Doppler flowmetry and optical tissue oximetry. Healthy volunteers ($n=22$, group 1); patients with coronary heart disease (CHD), angina (A) II functional class (FC), chronic heart failure (CHF) FC II ($n=22$, group 2) and patients with coronary heart disease, A III FC, CHF FC III ($n=53$, group 3) were involved in this study.

Cutaneous blood flow was investigated by laser doppler flowmetry and optical tissue oximetry methods using the multifunctional laser analyzer of blood microcirculation LAKK-2 modification 4 (SPE "LAZMA", Moscow, Russia). Separate oscillatory components of blood flow identifying by means of spectral wavelet analysis of the skin blood flow oscillations, were used for assessment of the active (endothelial, neurogenic and myogenic) and passive (cardiac and respiratory) mechanisms of the regulation of microcirculation.

Our results demonstrated that microcirculatory parameters were negatively changed in circulatory disorders compared to the control ones. Analysis of microcirculation parameters revealed the decrease of tissue perfusion (by 29%, $p < 0.05$ in group 2 and 38%, $p < 0.001$ - in group 3) and the evident reduction of microvascular blood flow variability: standard deviation of microcirculation index was by 64%, $p < 0.01$ in group 2 and 55%, $p < 0.001$ - in group 3) lower compared to the control values. As far as microvascular blood flow is proportional to the average velocity of

blood and erythrocyte concentration, the indicated decrease of microcirculation index in patient's groups may be caused by the slowdown of blood flow, because the indices reflecting the relative volume of hemoglobin fractions (V_r) were higher than that in healthy persons (by 35%, $p < 0.01$ in group 2 and 43%, $p < 0.001$ - in group 3).

Reduction of the number of functioning capillaries and blood shunting through the arteriole-venular anastomoses which was confirmed by the increased shunting index in group 2 and in severe chronic heart failure (group 3) (by 32% and 27%, $p < 0.05$, respectively) resulted in the decrease of the level of tissue perfusion in patients with cardiovascular disorders. Using tissue oxymetry method we detected considerable deterioration of oxygen supply to tissues in pathological conditions. In spite of the higher value of oxygen saturation of hemoglobin (SO_2) in patients with cardiac disorders (by 16%, $p < 0.05$ in group 2 and on 32%, $p < 0.001$ - in group 3) than in norm the decreased index of specific oxygen consumption by tissue (U) (by 39%, $p < 0.05$ in group 2 and 58%, $p < 0.001$ - in group 3) pointed the impairment of oxygen delivery to tissues in patient's groups. These data indicated the deterioration of blood deoxygenation in capillaries, the decrease of blood oxygen delivery function and oxygen deficiency in circulatory disorders. Oscillations of microcirculation blood flow reflected the current functional state of microcirculation regulatory systems. The rhythmic structure of peripheral blood flow is formed by summarizing effect of differently directed influences of cardiovascular, respiratory, nervous and other systems. Reduced functional impact of all active regulatory effects on blood flow modulation (endothelial, neurogenic and myogenic ones) as well as the enhanced modulating influence of cardiac rhythms (by 76% and 35%, $p < 0.001$ in groups 2 and 3, respectively) were detected in patients with cardiac disorders.

Thus, the potentialities of the methods of the laser doppler flowmetry and optical tissue oximetry allow to identify significant deviations of parameters of microcirculation in cardiac disorders compared to the norms, which resulted in the reduction of peripheral blood flow, decreased oxygen supply of tissues and efficiency of microcirculation. It was shown that in cardiovascular pathology the ratio of mechanisms of regulation of microcirculation was changed due to the reduction of the regulatory impact of the endothelium, increased activity vasoconstrictor tone-forming rhythms and increase of the pulse wave.

КОМПЛЕКСНАЯ ДИАГНОСТИКА ДИФFUЗНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПЕЧЕНИ

Мухомедшин А.А., Лукьянова Р.П., Филиппов С.О.
Забайкальский государственный университет, Alexcom92@gmail.com

Проблема диффузных заболеваний печени – одна из наиболее актуальных в современной гастроэнтерологии. Эта патология становится все более распространенной, особенно среди лиц трудоспособного возраста. Во многом это связано с неправильным образом жизни, вредными привычками, в том числе и злоупотреблением алкоголем, бесконтрольным приемом медикаментов, большинство которых метаболизируется в печени и соответственно приводит к ее функциональной перегрузке. Все более распространенными становятся инфекционные агенты, вызывающие поражение печени. Только за последние несколько лет заболеваемость вирусными гепатитами В и С возросла в несколько раз и по прогнозам ученых будет расти дальше. Повышается частота диагностики сочетанной патологии печени, наиболее часто вирусно-алкогольной, что существенно ухудшает прогноз течения заболевания. Исходами любой формы диффузного заболевания является цирроз и рак печени.

Цирроз печени – тяжелое хроническое заболевание, при котором здоровые клетки органа замещаются фиброзной тканью. Повреждение органа происходит из-за воспалительных процессов, в результате изменений в структуре печень не имеет возможности в полной мере выполнять свои функции и развивается печеночная недостаточность.

На данный момент существуют следующие методы диагностики заболеваний печени:

Общий анализ крови, общий анализ мочи, биохимический анализ крови, иммунологическое исследование крови, УЗИ печени, лапароскопия, термометрия, пункционная биопсия печени.

Как и при любом заболевании его диагностика на ранних стадиях предотвращает развитие осложнений и тяжелых форм заболевания. В этом смысле наиболее точным методом на данный момент является лапароскопия, совместно с которой может проводится термометрия и пункционная биопсия печени.

Лапароскопия выполняется, как правило, тогда, когда менее инвазивные методы не дают четкой однозначной диагностической информации. В случае проведения исследования по строгим показаниям специалистом высокой квалификации диагностическая эффективность процедуры оказывается очень высокой: более чем в 90% достигается ожидаемый диагностический эффект.

Рассмотрим строение печени:

Печень состоит из двух долей: правой и левой. На нижней поверхности печени находятся две продольные и поперечная борозда — ворота печени. Эти борозды делят правую долю на собственно правую, хвостатую и квадратную доли.

Структура печени – образована соединительной тканью, из которой образована строма (скелет). Она делит основу печени на сотни тысяч мельчайших долек. Каждая долька, по своей форме напоминает призму с

шестью гранями. Между ними расположено множество кровеносных сосудов – капилляров, а также желчные протоки.

Длина каждой дольки от 1,5 до 2 мм, а ширина – от 1 до 1,2 мм. Их заполняют гепатоциты – клетки печени, окружающие центральную вену. Гепатоциты собраны в пластинки, толщина которых равна размеру одной клетки. Они образуют ветвистые соединения, которые от центральной вены радиально расходятся к периферии. Между ними остаются небольшие щели, которые называются синусоидами. Они наполнены кровью, которая поступает к ним из печеночной артерии и разветвленной воротной вены.

При циррозе здоровые клетки органа замещаются фиброзной тканью. Повреждение органа происходит из-за воспалительных процессов, в результате изменений в структуре печень не имеет возможности в полной мере выполнять свои функции и развивается печеночная недостаточность. Заболевание имеет несколько стадий, каждая из которых характеризуется определенными признаками.

Стадия компенсации – первоначальный этап развития цирроза печени, когда в клетках органа возникают воспалительные процессы и происходит повреждение ткани. В этот период здоровые клетки печени стараются работать в усиленном режиме, однако после гибели поврежденных клеток на их месте быстро появляется соединительная ткань, которая разрастается и блокирует оставшиеся здоровые клетки, тем самым не давая им в полной мере выполнять свои функции.

На стадии субкомпенсации печень становится болезненной при пальпации, она несколько увеличивается в размерах, можно обнаружить, что ее поверхность стала бугристой.

Стадия декомпенсации - фиброзная ткань занимает существенную часть органа, печеночная недостаточность становится ярко выраженной, развивается желтуха, нередко случается печеночная кома.

При циррозе ткани печени заменяются фиброзной соединительной тканью, при этом значение импеданса ткани печени меняется, что и позволит нам определить заболевание.

Импедансом называют - комплексное сопротивление ткани.

То есть $Z = R + X_i$, где Z -импеданс, X_i - сопротивление клеток ткани, R - сопротивление межклеточной жидкости.

Конечно, межклеточная жидкость имеет гораздо большую проводимость чем клетки, в свою очередь соединительная ткань имеет меньшее количество межклеточной жидкости. Это дает нам право полагать, что при циррозе печень будет иметь большее сопротивление, чем в здоровом состоянии, так как изменяться её структура, а следовательно и электрические характеристики.

Мы предлагаем аппарат, сочетающий в себе измерение температуры печени и её импеданса. Исследование должно проводиться совместно с лапароскопией. Плюсами использования данного аппарата является то, что мы сможем получать данные о состоянии печени мгновенно, не проводя биопсию. Так-же исследуя печень данным аппаратом мы можем выявить очаги поражения печени и своевременно их удалить. Кроме того информация будет дублироваться на персональный компьютер для возможности её дальнейшего и более тщательного исследования, либо сохранения.

Структурная схема данного аппарата представлена на рис. 1.

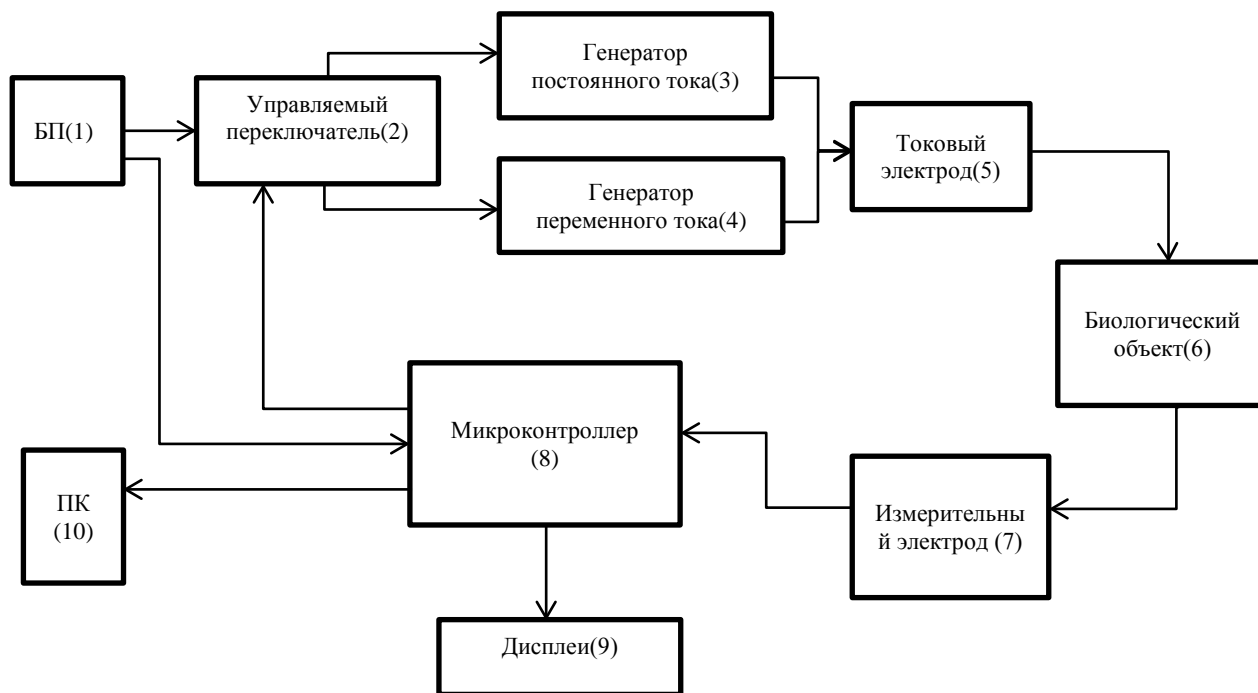


Рисунок 1 - Блок-схема аппарата импедансной диагностики цирротических поражений печени.

Аппарат работает следующим образом:

Блок питания 1 - подает необходимый уровень напряжения на схему генератора.

Управляемый переключатель 2- управляется микроконтроллером, подает ток на соответствующий генератор тока при соответствующем сигнале с микроконтроллера.

В данном приборе используются 2 генератора:

-генератор постоянного тока 0.2мА 3

-генератор переменного тока, частотой 400кГц и силой тока 0.2мА 4

При пропускании через печень постоянного тока с первого генератора мы сможем получить значение активной составляющей импеданса на выходе, а при пропускании переменного тока со второго генератора мы получим реактивную составляющую импеданса.

Токовый электрод 5- подает сгенерированный ток на биологический объект 6, где он(ток) проходит через ткани БО и улавливается измерительным электродом 7, располагающимся на расстоянии 25мм от токового электрода.

Кроме измерительного электрода, для измерения уровня импеданса в блоке 7 так же располагается высокочувствительный микродатчик температуры, служащий для измерения температуры биологического объекта.

Блок обработки данных (микроконтроллер) 8 - обрабатывает поступающую с блока 7 информацию, (раскладывает импеданс на активное и реактивное сопротивление) выводит температуру и уровни сопротивлений на соответствующие дисплеи 9.

ПК 10 - информация с блока (7) так же передается на компьютер для сохранения, и дальнейшего более тщательного исследования.

Импедансометрия основана на том, что все биологические ткани способны проводить как постоянный, так и переменный электрический ток и характеризуются определенным сопротивлением. Это сопротивление носит название полного электрического сопротивления или импеданса Z .

Его активная составляющая R связана, в первую очередь, с проводимостью внутренних жидких сред, являющихся электролитами.

Различные процессы в тканях, сопровождающиеся необратимыми потерями энергии, также дают вклад в величину активной составляющей импеданса.

Реактивная компонента X определяется емкостными свойствами

исследуемой ткани, исследуемой ткани, в частности, емкостью биологических мембран.

Любая биологическая ткань состоит из клеточного компонента и коммуникационных путей, включающие в себя сосудистое русло, межклеточные щели ит.д., каждый из которых характеризуется различным сопротивлением и различной способностью проводить электрический ток. Если представить биологическую ткань в виде аналоговой электрической модели, то он будет представлен в виде конденсатора (реактивное сопротивление- X). Коммуникационный компонент, представленный сосудами и межклеточными щелями проводит ток низкой частоты и на аналоговой электрической схеме биологической ткани будет представлен резистором (активное сопротивление- R).

В процессе измерения импеданса использование постоянного тока не находит большого применения, в связи с возникновением поляризационных эффектов на границе разделения сред вследствие этого используется переменный ток.

С учетом зависимости основных электрических свойств ткани печени от частоты мы предлагаем использование зондирующего тока частотой $f=300-500кГц$, силой тока $I=0.2мА$.

Метод заключается в измерении полного электрического сопротивления непосредственно с поверхности печени во время проведения диагностической лапароскопии в сочетании с термометрией (измерение температуры поверхности печени). При проведении импедансометрии пораженной циррозом печени, выявляется значительное увеличение активного сопротивления R , что обусловлено снижением притока крови в синусоиды за счет перестройки сосудистой архитектуры печени.

Результаты исследований могут быть представлены в виде графиков зависимости изменения импеданса от проведенных измерений(отсчетов) и могут давать нам информацию о том, где локализован очаг поражения печени. Данную информацию можно применить для своевременного удаления пораженного участка печени, и в связи с этим замедления распространения заболевания и профилактики осложнений цирротических заболеваний печени.

Библиографический список

1. Кочнев О.С. Диагностическая и лечебная лапароскопия в неотложной хирургии. Казань: Казанский университет 1988; 149с.;
2. Zusker K.A, Bailey R.W., Reddick E.J. Surgical Laparoscopy. St.Louis Missouri: QMP 1991; 359s.
3. Гарбузенко Д.В. Мультиорганные гемодинамические нарушения при циррозе печени. Терап. Архив 2007; №2, с73-77;
4. Гастроэнтерология и гепатология: диагностика и лечение. Под ред . А.В.Калинина. М: Миклош 2007, 602с.

DIFFUSE LIVER DISEASE DIAGNOSIS

Mukhomedshin A.A., Filippov S.O., Lukyanova R.P.
Zabaykalsky State University, Alexcom92@gmail.com

A diagnostic unit is represented to make diffuse liver disease diagnosis. Method of liver investigation used by the unit under consideration is based on measuring and monitoring liver impedance and taking temperature at its different spots while conducting visual intracavitary survey, this allowing for liver-lesion and its severity determination.

УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ДИАГНОСТИКА ОСТРОГО ПРОСТАТИТА

Красников А.В.¹, Попов С.В.², Петросян С.Л.²

1 - МСЧ УФСБ России по Воронежской области

2 - Воронежская государственная медицинская академия им. Н.Н.Бурденко, resound@list.ru

Введение. Своевременное выявление острого воспалительного процесса в предстательной железе является чрезвычайно важным для последующего успешного лечения заболевания. Диагноз базируется прежде всего на клинических и лабораторных методах исследования. Типичным является острое начало заболевания, возникающее после эндоретральных манипуляций, переохлаждений, общих заболеваний. Больные жалуются на озноб, повышение температуры тела, дизурию, боль в промежности. При ректальном исследовании предстательная железа увеличена в размерах, напряжена и резко болезненна. В анализах крови выявляют лейкоцитоз, повышенную СОЭ; может наблюдаться лейкоцитурия в 1-й и 3-й порциях мочи. В секрете предстательной железы обнаруживается повышенное количество лейкоцитов [6, 8].

Роль и место специальных методов исследований предстательной железы при остром простатите в литературных источниках прослеживается недостаточно чётко [1]. Этому вопросу не уделяется должного внимания, что зачастую ведёт к диагностическим ошибкам и назначению неадекватного лечения. Единственным исключением здесь являются вопросы диагностики абсцессов предстательной железы, и то лишь применительно к процедуре их дренирования [2, 3, 5, 7, 9, 10, 11, 12].

При остром простатите ультразвуковое исследование (УЗИ) позволяет отметить: увеличение предстательной железы, изменение формы (она становится шаровидной), изменение структуры (снижается эхогенность и теряется дифференциация железистых и фибромышечных зон, появляются неоднородные или гиперэхогенные участки) [1, 4, 12]. При абсцедировании появляются анэхогенные зоны, соответствующие зонам некротических изменений. Сообщения в отечественной и зарубежной литературе, касающиеся эхографии предстательной железы при остром простатите, посвящены в подавляющем своём большинстве вопросам диагностики и лечения (дренированию посредством пункции под контролем УЗИ) абсцессов простаты [2, 7, 9, 10, 11, 12].

Материалы и методы. С целью совершенствования критериев клинко-ультразвуковой диагностики острых воспалительных заболеваний предстательной железы, изучения их эхографической семиотики, выявления типичных эхографических форм и дополнительных дифференциально-диагностических признаков нами было обследовано 860 больных с различными воспалительными заболеваниями предстательной железы и семенных пузырьков.

Ультразвуковые исследования выполнялись на аппаратах HD-11 «Philips» и Sonoace-7700 «Trident» с использованием конвексных датчиков 3,5 МГц и трансректальных линейных и микроконвексных 5 и 7,5 МГц. Во всех случаях выполнялись трансабдоминальное и трансректальное сканирование. 47 больным с целью дифференциальной диагностики с раком предстательной железы проведена трансперинеальная биопсия предстательной железы с морфологическим исследованием пункционного материала. В процессе лечения осуществляется ультразвуковой мониторинг. Всем больным на этапе диагностики, кроме общепринятого обследования, проводили экспресс-тесты и ДНК-диагностику на уретральную инфекцию.

Результаты и обсуждение. В результате ультразвукового исследования в большинстве случаев были выявлены признаки хронического простатита. Острый простатит был выявлен в 24 наблюдениях, абсцесс предстательной железы и парапростатической клетчатки - в 21 случае. Ультразвуковая картина предстательной железы в обследованной группе больных характеризовалась чрезвычайной пестротой и разнообразием, обусловленными различной степенью выраженности воспалительно-инфильтративных и рубцово-дистрофических изменений.

Острый простатит

Острый бактериальный простатит обычно имеет яркую клинику - боль и дискомфорт в промежности, дизурические расстройства, боль при дефекации, возможны различные септические явления. При пальцевом ректальном исследовании определяются характерные изменения - увеличенная, отёчная, резко болезненная железа.

При УЗИ и трансректальном ультразвуковом исследовании (ТРУЗИ) выявляются следующие эхографические признаки:

- увеличение размеров железы (86%);
- изменение её формы - железа приобретает характерную шаровидную форму (64%);
- контуры ровные, могут быть нечёткими (27%);
- капсула визуализируется достаточно чётко, иногда даже лучше, чем в норме (в результате увеличения гидрофильности ткани железы)(30%);
- снижение эхоплотности от умеренной до выраженной степени (в результате отёка клеточных элементов и межклеточной ткани)(79%);
- потеря эхографической дифференцировки железистых и фибромышечных зон (79%);
- изменения эхоструктуры переменны: от практически полного их отсутствия, до выраженной неоднородности, за счёт появления участков разряжений в виде гипо- и анэхогенных включений различных размеров, без чётких контуров (54%);
- расширение семенных пузырьков(41%);
- расширение вен перипростатического венозного сплетения (45%).

Абсцесс предстательной железы

При абсцедировании простатита, как правило, нарастает клиническая симптоматика - присоединяются септические явления. В 62,5% наших наблюдений имелась яркая клиническая картина, позволяющая предполагать наличие выраженных структурных изменений в ткани предстательной железы. В 9 случаях выраженных жалоб и яркой клинической симптоматики у пациентов выявлено не было, и обнаружение при ультразвуковом исследовании эхографических признаков абсцесса было «находкой».

При пальцевом ректальном исследовании в 58,3 % определялся симптом флюктуации. Эхографическая картина абсцесса простаты зависит от стадии процесса. В ранней стадии формирования на фоне гипоехогенной отёчной ткани железы появляются анэхогенные зоны, соответствующие зонам некротических изменений. В последствии происходит формирование стенки абсцесса (т.н. пиогенная оболочка). При этом уменьшается инфильтрация неизменной части железы, в связи с чем её размеры постепенно возвращаются к норме.

В 17 случаях (71%) абсцесс был представлен в виде единичного образования со следующими эхографическими признаками:

- эконегативное образование - 94% (в одном случае - гипоехогенное образование с включениями повышенной эхоплотности);
- форма чаще неправильная (76%);
- наружный контур - чёткий, ровный; в 65% случаев -наличие пиогенной оболочки толщиной до 0,4-0,6 см.;
- внутренний контур в 47% - неровный, нечёткий, в 18% - с пристеночным тканевым компонентом;
- структура образования в 88% случаев - неоднородная с небольшим количеством нежных внутренних структур.

В 7 случаях (29%) абсцедирование было представлено множеством мелких до 0,8 - 0,9 см. гипо- или анэхогенных образований с неровными толстыми гиперэхогенными стенками до 0,3 - 0,4 см.

Во всех случаях с целью дифференциальной диагностики с раком предстательной железы выявленные образования были пунктированы под ультразвуковым контролем, а затем дренированы с ежедневной аспирацией содержимого, промыванием растворами антисептиков и антибиотиков на фоне комплексной противовоспалительной терапии. Средний срок выздоровления составил 10 - 12 дней.

Выводы.

1. Эхография является достаточно информативным диагностическим методом при выявлении острых воспалительных заболеваний простаты. Данное исследование является обязательным при предъявлении жалоб, ассоциированных с острой урологической патологией.

2. Значимость данного метода исследования возрастает при решении диагностических задач по выявлению абсцесса предстательной железы.

3. Ультразвуковой контроль при дренировании абсцесса простаты является на современном этапе развития медицины необходимой составляющей данной лечебно-диагностической инвазивной манипуляции.

Библиографический список

1. Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике. Т. 1.-М.: Видар, 1996. - 335 с.
2. Корниенко С.И. Лечение больных с диагнозом абсцесс предстательной железы при помощи дренирования под ультразвуковым наведением// Тез. докл. 1-го съезда ассоциации специалистов ультразвуковой диагностики в медицине. -М., 1991. - С. 125.
3. Пеганов И.Ю., Фастыковская Е.Д., Осипова Л.И. Инвазивные манипуляции под контролем ультразвука в диагностике и лечении абсцессов и кист предстательной железы// Тез. докл. 2-го съезда ассоциации специалистов ультразвуковой диагностики в медицине. -М., 1995. - С. 108.
4. Пилиненко Н.В., Назаренко В.А. Ультразвуковая диагностика в урологии. -М.: Изд. Рос. мед. акад. последипл. образ. МЗ РФ, 1993. - 134 с.

5. Степанов В.Н., Теодорович О.В., Габдурахманов И.И., Борисенко Г.Г. Ультразвуковая диагностика и пункционное лечение абсцесса предстательной железы// Тез. докл. 2-го съезда ассоциации специалистов ультразвуковой диагностики в медицине. -М., 1995. - С. 110.
6. Красников А.АВ., Попов С.В., Шамсутдинов С.Х. Ультразвуковой диагностический скрининг в охране репродуктивного здоровья мужчин./ Ультразвуковая и функциональная диагностика. – М.,2011. - №5 – С.126.
7. Халифа М.А. Инвазивный ультразвуковой способ терапии абсцесса простаты// Тез. докл. 1-го съезда ассоциации специалистов ультразвуковой диагностики в медицине. - М., 1991. - С. 130.
8. Юнда И.Ф. Простатиты.- Киев: Здоровья,- 1987. - 285с.
9. Baekelandt M., D'Haenens P., Wynant H. et al. Occult prostatic abscess detected by transrectal sonography and computed tomography. Case report// Journal Belge de Radiologie. -1991. -Vol.74. - 3. - P.217-219.
10. Castineiras F.J., Lopez M.A., Cabello T.P. Absceso de prostata: ecografia endocavitaria y drenaje ecodirigido// Actas Urologicas Espanolas. -1991. -Vol.15. - 3. - P.293-299.
11. Chaabouni M.N., Pfeifer P., Ferrandis P.et al. Place de la ponction transrectale echo-guidee dans le traitement des abces prostatiques// Annales d'Urologie. -1994. -Vol.28. - 1. - P.24-27.
12. Granados E.A., Caffaratti J., Farina L., Hocsmann H. Prostatic abscess drainage: clinical-sonography correlation// Urologia Internationalis. -1992. -Vol.48. - 3. - P.358-361.

ULTRASOUND DIAGNOSTICS OF ACUTE PROSTATITIS

A.V. Krasnykov¹, S.V.Popov², S.L.Petrosjan²

1- Hospital of Administration of Federal Security Service in Voronezh Region

2- Voronezh State Medical Academy named after N.N.Burdenko

The article is devoted to ultrasound diagnostics of acute prostatitis. The most significant ultrasound characteristics of pathological process are divided. Specifically echographic signs of prostate abscess are considered. Statistic data obtained due to own authors investigations is quoted.



ЗНАЧЕНИЕ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ В ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКЕ ЭПИЛЕПТИЧЕСКИХ И НЕЭПИЛЕПТИЧЕСКИХ ПРИПАДКОВ У ДЕТЕЙ

Исаева А.Г.

Детская городская поликлиника №30, г. Москва. anisaeva@mail.ru

Регистрация электроэнцефалограммы является одним из основных методов инструментального исследования, помогающих установить диагноз «эпилепсия». Для подавляющего большинства эпилептических припадков имеются четко верифицированные электроэнцефалографические паттерны, характерные именно для данного вида припадков и формы эпилепсии. Признаками пароксизмальной активности является внезапное изменение частоты и/или амплитуды основных ритмов. Внезапное появление спайков, полиспайков, острых волн, комплексов «спайк — волна» в связи с припадком и в соответствующей области мозга является подтверждением его эпилептического характера [2,3].

Среди неврологических пароксизмальных состояний наиболее трудным, требующим высокой квалификации клиницистов, является дифференциальная диагностика эпилептических и неэпилептических приступов [3, 4, 5]. По данным ведущих эпилептологов, до 20–30 % больных, имеющих диагноз «эпилепсия» и получающих противоэпилептическое лечение, страдают от неэпилептических приступов. До 45 % больных с диагнозом «рефрактерная эпилепсия» имеют неэпилептические приступы. Диагностика осложняется тем, что 50 % больных с неэпилептическими приступами могут иметь на электроэнцефалограмме (ЭЭГ) патологические и эпилептиформные изменения, а 30 % больных эпилепсией имеют также неэпилептические пароксизмальные нарушения (чаще психогенные приступы, вегетативные, синкопе) [3, 5].

К пароксизмальным неэпилептическим состояниям относятся фебрильные судороги, которые чаще наблюдаются в раннем детском возрасте. Эти судороги возникают при повышении температуры тела, обычно имеют генерализованный характер и чаще возникают в возрасте от 6 месяцев до 3-х лет. Они расцениваются как эпизодические реакции на вредные воздействия и обычно к 6-7 годам проходят [1, 2]. ЭЭГ детей, перенесших один фебрильный приступ в раннем детстве, в межприступном периоде не имеет отличий от нормы. Однако в некоторых случаях эти припадки могут быть начальным проявлением эпилепсии. Исследование ЭЭГ в этом случае имеет важное дифференциально-диагностическое значение. Часто фебрильные судороги возникают у детей, перенесших раннее органическое поражение головного мозга, что способствует появлению у них неврологического дефицита. Риск развития эпилепсии повышается в зависимости от возраста больного. Более вероятно возникновение эпилепсии, когда припадки появляются в первые 6 месяцев, а так же если фебрильные судороги появились слишком поздно, после 3-4 летнего возраста. Другим видом неэпилептических припадков является аффективно-респираторные приступы. Возникают они в

возрасте от 1 до 4-х лет вследствие гипоксии мозга при прекращении дыхания. Тяжесть приступа зависит от степени гипоксии [1]. Энцефалограмма во время приступа характеризуется генерализованной билатерально-синхронной медленноволновой активностью. ЭЭГ в межприступном периоде не имеет отклонений от нормы. Только частое повторение приступов может вызвать изменения, обусловленные повторными гипоксическими состояниями. Синкопальные приступы нередко являются симптомом соматических и неврологических заболеваний и наблюдаются в среднем в 3–4 случаях на 1000 населения, около 1/4 населения переносят хотя бы один синкопальный эпизод в жизни [3, 4, 5].

Согласно нашему опыту, лучшее время для записи ЭЭГ – через семь дней после приступа, так как исследование, проведенное сразу после приступа, отражает изменения в мозге, вызванные непосредственно приступом, а не основное заболевание. Для проведения долговременной электроэнцефалограммы (больше 30 минут) применяются переносные приборы, а также осуществляется видеосъемка. Сочетание этих методов дает возможность достаточно полно судить о характере приступа.

В исследование включено 33 ребёнка в возрасте от 1 до 12 лет с жалобами на пароксизмы с потерей сознания. Из исследования исключались пациенты с клинически значимыми заболеваниями нервной системы, а также больные, принимающие или принимавшие в течении последнего месяца какие-либо лекарственные средства влияющие на неврологический статус исследуемых. У 13 детей приступы носили генерализованный тонический и у 6 детей тонико-клонический характер, сложные парциальные приступы наблюдались у 12 детей возраста 5-14 лет.

Всем была проведена электроэнцефалограмма в состоянии бодрствования с использованием компьютерной обработки данных и стандартных нагрузочных проб: проба с открыванием и закрыванием глаз, фотостимуляция и гипервентиляция в течении трех минут (для выявления повышенной судорожной готовности и определения скрытого очага эпилептической активности). В результате анализа записи БЭА мозга были выявлены 3 группы ЭЭГ: нормальные - соответствующие возрасту и функциональному состоянию обследуемого по частотным, амплитудным и пространственно-временным характеристикам (9 пациентов); пограничные – выходящие за указанные рамки, но не имеющие характера явной патологической активности (19 детей); патологические – сложные для клинической интерпретации, они не являются безусловным указанием на патологию и их правильная оценка возможна только в контексте клинических данных или в ходе применения нестандартных методов функционального исследования ЭЭГ и динамического наблюдения (5 детей).

При интерпретации ЭЭГ учитывалось, что электрическая активность мозга у детей очень своеобразна и индивидуальна для разных возрастных групп, так что результаты ЭЭГ всегда интерпретировались в комплексе с данными клинического обследования, тщательного сбора анамнеза, нейровизуализационными и лабораторными методами исследования. Тем не менее данные ЭЭГ имели решающее значение в том, что предварительный диагноз эпилепсии был отвергнут во всех 33 случаях, причём с привлечением клинических и лабораторных методов обследования окончательные диагнозы оказались следующими: фебрильные судороги (у 5 пациентов в возрасте 1-5 лет), синкопы (у 6 больных 11-14 лет), аффективно-респираторные пароксизмы (8 детей 1-4лет), апноэ во сне (2 пациента 4-5 лет), мастурбация (2 детей раннего возраста), снохождение, ночные кошмары (10 пациентов 6-14лет).

Таким образом, дифференциальная диагностика эпилептических и неэпилептических приступов представляла определённые сложности. ЭЭГ имела ведущее значение для дифференциальной диагностики эпилептических и неэпилептических пароксизмов, а также для определения степени риска появления эпилептических припадков. На основании результата данного метода исследования проводилась коррекция терапии у пациентов после исключения эпилептического генеза приступов, что позволило избежать гипердиагностики эпилепсии и назначения антиконвульсантов.

Библиографический список

1. Вейн А.М., Вознесенская Т.Г., Голубев В.Л. и др. Заболевания вегетативной нервной системы (руководство для врачей). — М.: Медицина, 1991. — 624 с.
2. Дзяк Л.А., Зенков Л.Р., Кириченко А.Г. Эпилепсия. — К.: Книга-плюс, 2001. — 168 с.
3. Евтушенко С.К., Омельяненко А.А. Клиническая электроэнцефалография у детей. — Донецк: Донеччина, 2005. — 860 с.
4. Мищенко Т.С. Синкопальные состояния в практике невролога. Новости медицины и фармации. — 2009. — № 277. — 6-12с.
5. Эпилепсия и судорожные синдромы у детей. Руководство для врачей. (Ред. П.А. Темин, М.Ю. Никанорова. — М.: Медицина, 1999. — С. 11- 23.

ELECTROENCEPHALOGRAPHY FOR A DIAGNOSIS OF EPILEPTIC AND NON-EPILEPTIC SEIZURES IN INFANTS AND CHILDREN

Isaeva A.G.

Pediatric polyclinic №30 of Moscow. anisaeva@mail.ru

33 infants and children aged 1-12 years had been investigated because of tonic and clonic seizures with syncopes. 13 patients demonstrated total tonic seizures and 6 had clonic ones. The complex seizures had 12 children and 5-14 years aged.

EEG had been registered in all patients in awake state with standard testes: (1) open and shut eyes, (2) photostimulation and (3) hyperventilation during 3 minutes. EEG had detected 3 groups: normal (9 patients), intermediate (19 patients), pathological (5 patients). In the last group it was demanded accuracy from a staff over a long period of time with cooperation of various specialists and due regard for laboratory analyses.

Owing to EEG the diagnosis of epilepsy had been rejected in all cases. The final diagnosis's were "Febrile seizures" (5 infants), "Syncopes" (6 children), "Respiratory jitters" (8 infants), "Apneic spells" (2 infants), Masturbation (2 infants), "Nightmares" (10 children). EEG helped to correct a therapy and to avoid hyper diagnostics of epilepsy.

◆

ДИАГНОСТИКА ПЕРВОЙ И ВТОРОЙ СТАДИЙ РАКА ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ ПО ОБЩЕМУ АНАЛИЗУ КРОВИ

Качалов О.Б.¹, Говоров А.В.², Лимин Д.П.¹

1 - Арзамасский политехнический институт (филиал) ФГБОУ ВПО «Нижегородский государственный технический университет им. Р.Е. Алексеева», kitres@apingtu.edu.ru

2 - ГБОУ ВПО «Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова»

В настоящее время у 50-70 % больных раком предстательной железы (РПЖ) на момент диагностики обнаруживают уже третью или четвертую стадии заболевания. В связи с этим актуальным становится вопрос о своевременном обнаружении первой и второй стадий РПЖ, излечение которых происходит намного успешнее. Одним из таких методов обнаружения начальных стадий РПЖ может являться прогноз по показателям общего анализа крови (ОАК).

Важнейшей целью медицинских исследований является классификация объекта, применительно к пациенту и заболеванию – диагностика. Так как поставить диагноз означает классифицировать, то задача диагностики становится математической задачей распознавания образов [1].

При распознавании образов необходимо определить, к какому классу относится предъявляемый объект (в данном случае пациент) на основании анализа значений его признаков.

В работе [2] приведены средние значения показателей лейкоцитарной формулы крови у здоровых лиц, больных доброкачественной гиперплазией предстательной железы (ДГПЖ) и РПЖ. При этом совокупность значений показателей для каждой группы обследованных лиц можно принять за соответствующий класс объектов. В многомерном пространстве каждому из этих классов соответствует своя точка.

По показателям лейкоцитарной формулы крови диагностируемого пациента можно отнести к соответствующему классу. При этом критериями отнесения в ту или иную группу будет расстояние в многомерном пространстве между диагностируемой точкой и точкой соответствующей одному из классов (здоровые лица и больные РПЖ).

В данной работе представлены результаты этих расчетов.

Расчеты проведены в среде MATLAB.

$V = \text{zscore}(A);$

$C = [\text{dist}(B(1,:), B(3,:)), \text{dist}(B(2,:), B(3,:))];$

$D = C(2)/C(1),$

где A – матрица входных данных;

B – матрица входных нормированных данных;

$C(2)$ – расстояние между точками, соответствующими образу РПЖ и диагностируемого пациента;

$C(1)$ – расстояние между точками, соответствующими образу здорового пациента и диагностируемого пациента.

В первой строке матрицы A приведены данные по здоровым пациентам, во второй – данные по образу «РПЖ», в третьей – данные диагностируемого пациента.

Чем выше величина диагностического коэффициента D , тем ближе диагностируемый пациент к образу здорового пациента.

Исходные данные для расчетов и их результаты приведены в табл. 1.

Таблица 1 – Исходные данные и результаты расчетов диагностического коэффициента D.

Показатель ОАК	Стадии рака предстательной железы				Здоровые пациенты			
	T ₂	T ₂	T ₂	T ₁	1-й	2-й	3-й	4-й
Лейкоциты, 10 ⁹ /л	6,5	9,4	6,5	10,5	4,9	5,2	5,0	5,3
Эозинофилы, %	3,1	2,0	2,0	0,0	3,0	4,0	5,0	2,0
Нейтрофилы п/я, %	4,0	1,0	2,0	5,0	2,0	3,0	3,0	3,0
Нейтрофилы с/я, %	62,4	70,0	57,0	85,0	56,0	60,0	57,0	60,0
Лимфоциты, %	25,7	25,0	48,0	8,0	29,0	30,0	32,0	30,0
Моноциты, %	8,1	2,0	2,0	2,0	10,0	6,0	6,0	8,0
Гранулоциты, %	89,0	85,0	88,0	95,4	63,0	58,0	64,0	53,0
Коэффициент D	1,03	0,84	1,24	0,54	1,95	1,78	2,38	1,94

Из результатов расчетов, приведенных в табл. 1, следует, что диагностический коэффициент D для больных первой и второй стадий рака предстательной железы изменяется в пределах 0,54-1,24. Для здоровых пациентов этот коэффициент существенно выше – 1,78-2,38.

Для повышения достоверности поставленного диагноза воспользуемся методом кластеризации на основе нечеткой математики [3].

Кластеризация данных матрицы, включающей показатели ОАК для больных и здоровых пациентов, с помощью функции «fcm» в среде MATLAB показала, что коэффициент принадлежности «U» для здоровых лиц изменяется в пределах 0,91-0,96. Для больных первой и второй стадий РПЖ этот коэффициент значительно ниже (0,11-0,74).

Пример расчета иллюстрируется листингом.

```
>> A = [6.5 3.1 4.0 62.4 25.7 8.1 89.0;...
9.4 2.0 1.0 70.0 25.0 2.0 85.0;...
6.5 2.0 2.0 57.0 48.0 2.0 88.0;...
10.5 0.0 5.0 85.0 8.0 2.0 95.4;...
4.9 3.0 2.0 56.0 29.0 10.0 63.0;...
5.2 4.0 3.0 60.0 30.0 6.0 58.0;...
5.0 5.0 3.0 57.0 32.0 6.0 64.0;...
5.3 2.0 3.0 60.0 30.0 8.0 53.0];
>> B = zscore(A);
>> [center,U] = fcm(B,2);
center =
-0.5374  0.4279 -0.0618 -0.4552  0.2541  0.4307 -0.4821
 1.3678 -1.1009  0.4304  1.3542 -0.9932 -0.9967  0.9871
U =
 0.7433  0.3177  0.6673  0.1116  0.9296  0.9655  0.9341  0.9162
 0.2567  0.6823  0.3327  0.8884  0.0704  0.0345  0.0659  0.0838
```

где center - координаты центров двух кластеров;

U - коэффициент принадлежности.

Предлагаемые методики позволяют дать только предварительный диагноз. Точный и окончательный диагноз может поставить онколог на основе современных диагностических процедур.

Библиографический список

1. Вапник, В.Н. Теория распознавания образов / В.Н. Вапник, А.Я. Червоненкис. – М.: Издательство «Наука», 1974. – 416 с.
2. Арсеньев, А.А. Исследование состояния иммунореактивности больных хроническим простатитом и раком предстательной железы / А.А. Арсеньев, В.К. Макаров // Вестник ВолГМУ, 2010. – Вып. 2. – С. 34-36.
3. Леоненков, А.В. Нечеткое моделирование в среде MATLAB и fuzzyTECH / А.В. Леоненков. – СПб: БХВ-Петербург, 2003. – 736 с.

DIAGNOSTICS OF STAGE I AND II PROSTATE CANCER BASED ON COMPLETE BLOOD COUNT

Katchalov O.B. ¹Govorov A.V. ², Limin D.P. ¹

1 - Arzamas Polytechnic Institute (branch) of Nizhny Novgorod State Technical University n. a.R.E. Alekseev,
kitres@apingu.edu.ru

2 - Moscow State Medical and Dental University n. a.A.I.Evdokimov

At present 50-70% of patients with prostate cancer (PCa) are disclosed already stages III – IV of the disease at diagnostics. In connection with this, the topical issue is timely detection of stages I – II PCa, a cure of which is much more successful. One of these methods for the detection of the initial stages of prostate cancer may be forecast in terms of complete blood count (CBC).

The most important purpose of medical research is object classification in relation to the patient and the disease - diagnostics. Since to make a diagnosis means to classify, the diagnostic problem becomes a mathematical problem of pattern recognition.

In pattern recognition, it is necessary to determine what class is the presenting object (in this case, the patient) based on an analysis of values of his attributes.

The published studies shows the average values of differential leukocyte count in healthy individuals, patients with benign prostatic hyperplasia (BPH) and PCa. At the same, indicator values for each group of examinees can be taken as the corresponding class of objects. In the multidimensional space, each of these classes has its own point.

In terms of differential leukocyte count, the diagnosed patient can be referred to the appropriate class. At the same, criteria for inclusion in one or another group are the distance in the multidimensional space between the diagnosed point and the point corresponding to one of the classes (healthy individuals and patients with PCa).

This paper presents the results of these calculations. Calculations are performed in MATLAB. The higher the calculated value D, the closer the patient diagnosed to the image of healthy patient. The results of calculations show that the ratio D for the patients with stages I and II prostate cancer varies within 0.54-1.24. For healthy subjects, this ratio is much higher – 1.78-2.38.

To improve the reliability of the diagnosis, we use clustering method based on fuzzy mathematics. Data matrix clustering involving CBC figures for patients and healthy subjects, using “fcm” function in MATLAB, showed that the coefficient of belonging “U” for healthy individuals ranges within 0.91-0.96. For patients with in the first and second stages of prostate cancer this coefficient is significantly lower (0.11-0.74).

The proposed method allows us to give only provisional diagnosis. Accurate and final diagnosis can be made by oncologist based on modern diagnostic procedures.

МЕТОДЫ СУТОЧНОГО МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ ПЛОДА НА ОСНОВАНИИ АНАЛИЗА РИТМА СЕРДЦА

Буреев А.Ш.¹, Жданов Д.С.¹, Земляков И.Ю.¹, Киселева Е.Ю.^{1,2}

1 - ООО «Диагностика+»

2 -Томский политехнический университет, eka.kiselyova@gmail.com

По данным Всемирной организации здравоохранения, детская смертность на 1991 г. в России по разным причинам составляла 11.2 случая на 1000 рождений. На 2012 год этот показатель по России снизился до 7.3 случаев, занимая место между Виргинскими островами (7.1) и Чили (7.4). Для сравнения: США имеют показатель 6.0, Великобритания - 4.8, Китай - 4.6, а наилучшие показатели - у Монако, 1.8 случаев на 1000 рождений. В абсолютных цифрах в 2011 г в России в возрасте до 1 года умерло 13136 детей, а в 2012 году - уже 16291. То есть 2012 году умерло на 3 155 младенцев больше, притом подавляющее большинство смертей (более 91%) было связано с состояниями, возникающими в перинатальном периоде. Начиная с 1985 года, оно неуклонно сокращается, снизившись с 20,3% на 1000 человек до 7,3% на 1000 человек в 2011 году. В структуре детской смертности потери на 1-м году жизни составили 80%. Снижение младенческой смертности в Российской Федерации (на 38,2% за 1991-2009 годы) произошло преимущественно за счет уменьшения неонатальной смертности (на 41,8% - с 11,0% в 1991 г. до 6,4% в 2005 году), и прежде всего за счет двухкратного снижения ранних неонатальных потерь (с 8,9% до 4,5% за те же годы, или на 49,6%) [1].

Сегодня эксперты выделяют три главные причины неонатальной смертности: недоношенность, врожденные пороки развития и асфиксия [2]. В развивающихся странах неонатальная смертность в 86% случаев является результатом инфекций (36% тяжелых форм – сепсис, столбняк, пневмония, диарея), в 23% - асфиксии, в 27% - преждевременных родов. В Великобритании ведущими причинами младенческой смертности выступают: незрелость новорожденного – в 47%, врожденные пороки развития – в 23%, инфекции – в 105 случаев [3]. В Австралии 95% смертей новорожденных приходится на две причины: 64% - состояния перинатального периода и 31% - врожденные пороки развития [4]. В России по данным аутопсий среди основных причин внезапной смерти детей до 1 года доминируют врожденные состояния и пороки развития, формирующие терминальный симптомокомплекс, далее заболевания органов дыхания и инфекционные заболевания [1]. Перинатальная смертность во всех странах мира колеблется от 32% до 47% всех случаев [5].

Таким образом, перинатальная смертность является одной из основной составляющих младенческой смертности. К наиболее эффективным методам контроля за состоянием и развитием плода, по мнению экспертов, являются разработки новых и использование существующих скрининговых пренатальных методов оценки состояния плода, динамическом наблюдении за беременными с проведением первичной и вторичной профилактики осложнений гестации в разных группах риска, а также обеспечение доступности и качества медицинской помощи женщинам и детям на всех этапах. [6,1].

В связи с этим возникает необходимость в разработке новых методов оценки внутриутробного дистресса плода в антенатальном периоде. Наиболее полную информацию о функциональном состоянии и развитии плода можно получить, анализируя ритм его сердца.

В настоящее время существует следующие способы диагностики внутриутробного дистресса путем регистрации сердечного ритма плода:

- регистрация медленных изменений variability сердечного ритма одновременно с его двигательной активностью с помощью кардиотокографии (КТГ);
- аускультативное выслушивание сердцебиения плода;
- регистрация сердечного ритма плода методом неинвазивной электрокардиографии с абдоминальной поверхности беременной (ЭКГ);
- регистрация сердечного ритма плода методом магнитокардиографии (МКГ);
- регистрация сердечного ритма плода путем получения акустических сигналов звуковой частоты методом фонокардиографии (ФКГ).

В рутинной медицинской практике наиболее часто встречаются кардиотокография, аускультация.

Большинство методик, с помощью которых оценивается состояние плода, используют возможности доплеровской сонароскопии (КТГ). Ультразвуковое зондирование, даже с учетом серьезных ограничений на излучаемую ультразвуковым датчиком мощность, не может считаться абсолютно безопасным для формирующегося плода, поэтому время воздействия ультразвука и частота повторения процедур ограничены.

Аускультативные исследования в клинике для оценки состояния плода не получили широкого распространения. Это связано с многими факторами, в первую очередь - с субъективностью оценки сердечной деятельности плода. Даже оценка частоты сердечных сокращений плода (ЧССП) на слух оказывается проблематичной из-за высокой частоты: 160 – 180 ударов в минуту.

На рынке медицинских изделий представлено достаточное количество устройств, носящих название «фетальный стетоскоп» и «стетоскоп беременных», предназначенных для использования в бытовых условиях. По сути это комбинация чувствительного микрофона и усилителя, ориентированного на подключение наушников. Модели фетальных стетоскопов, представленные в нижнем ценовом сегменте (\$30-80), позволяют просто проводить выслушивание фетальных звуков. Модели верхнего ценового сегмента (\$100 и более) позволяют подсчитывать ЧССП, фильтровать сигналы и затем отправлять их по электронной почте. Судя по доступным данным, использование этого класса приборов дает в основном положительное психологическое воздействие на беременную; обработка сигналов в диагностических целях не предусмотрена [7, 8].

В конце 2013 г. было анонсировано приложение «Сердцебиение плода – Фетальный стетоскоп» для устройств iPhone/iPad. Для записи сердцебиения плода используется встроенный микрофон устройства. Сигнал сохраняется в виде звукового файла формата MP3, который может быть отослан по электронной почте. Никаких сервисов по обработке записанного сигнала приложение не предоставляет [9].

Нашим коллективом ведется работа по созданию антеннатального монитора беременных, использующего возможности регистрации, выделения и анализа тонов сердца плода и матери высокочувствительными акустическими датчиками. Выделение тонов сердца на фоне шумов в реальном времени производится на основании некоторых свойств автокорреляционной функции, реализованных в виде программы управляющего микроконтроллера. Для оценки состояния плода используются известные шкалы, аналогичные методике оценки КТГ. Для оценки напряженности вегетативных систем управления матери – методика Р. М. Баевского. Поскольку для оценки тренда состояния матери используются статистические показатели, высокой точности измерения межсистолического временного интервала не требуется: стандартное пятиминутное измерение позволяет получить погрешность среднего временного интервала, измеренного аускультативно, относительно R-R интервала электрокардиограммы на уровне $\pm 0,7\%$.

Библиографический список

1. Корсунский А.А. Региональные особенности смертности детей в России / А.А. Корсунский, Л.С. Балева, Е.Е. Карпеева // Педиатрия. – 2005. - № 1. – С. 13-17.
2. Neonatal and perinatal mortality: country, regional and global estimates / WHO library Cataloguing-in-Publication Data – Электронный ресурс: URL http://whqlibdoc.who.int/publications/2006/9241563206_eng.pdf (дата обращения 12.04.14).
3. Acolet D. Perinatal Mortality 2006. / D. Acolet, S. Golightly, A. Springett. – Confidential Enquiry into Maternal and Child Health (CEMACH) Perinatal Mortality 2006: England, Wales and Northern Ireland. – London: CEMACH, 2008. – 104 p.
4. Classification of perinatal deaths: development of the Australian and New Zealand classifications / A. Chan, J.E. King, V.F. Cenady et al. // J. Paediatr. Child. Health. – 2004. – Vol. 40, N. 7. – P. 340-347.
5. Кваша Е.А. Младенческая смертность в России в XX веке / Е.А.Кваша // Социологические исследования. – 2003. – № 6. – С. 47-55.
6. Баранов А.А. Смертность детского населения в России (тенденции, причины и пути снижения): монография / А.А. Баранов, В.Ю. Альбицкий. – М.: Изд-во Союза педиатров России, 2009. – 387 с.
7. Electronic Fetal Stethoscope Model Switel BH170/BH190. – Shanghai: Switel Co. – 2013. – 8 p.
8. Portable Household fetal stethoscopes. – Shenzhen: HUGO Corp. – 2013. – 12 p.

9. Boluga. «Сердцебиение плода» - Фетальный стетоскоп – Электронный ресурс: URL <https://itunes.apple.com/ru/app/serdcebieenie-ploda-fetal-nyj/id716723798?mt=8> (дата доступа 16.04.2014)

THE METHODS OF DAILY MONITORING FETAL ASSESSMENT BASED ON ANALYSIS OF THE HEART RATE

¹ Bureev A.Sh., ¹ Zhdanov D.S., ¹ Zemlyakov I.Yu., ^{1,2} Kiseleva E.Yu.
¹ Diagnostika+ Ltd.,
² Tomsk Polytechnic university, eka.kiselyova@gmail.com

Fetal heart rate monitoring is a valuable means of assessing fetal health during pregnancy. This paper describes existing method of fetal assessment based on analysis of the heart rate.

ТЕРМОИМПЕДАНСМЕТРИЯ ЦЕРЕБРОСПИНАЛЬНОЙ ЖИДКОСТИ КАК МЕТОД РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ ПАТОЛОГИИ ГОЛОВНОГО МОЗГА

Иванова Н.Е.¹, Васькова Н.Л.¹, Капралова В.М.², Пашкевич М.Э.², Шадрин Е.Б.³
1 - Российский научно-исследовательский нейрохирургический институт
им. проф. А.Л. Поленова

2 - ФГБОУ ВПО Санкт-Петербургский государственный политехнический университет

3 - Физико-технический институт им. А.Ф. Иоффе

kapralova2006@yandex.ru, shadr.solid@mail.ioffe.ru

Исследование цереброспинальной (спинномозговой) жидкости — ликвора — является незаменимым и решающим приемом диагностики при многих заболеваниях, в том числе и при травмах и сосудистых патологиях головного мозга, помогает уточнить характер патологического процесса, особенности течения, контролировать эффективность лечения и определить дальнейший ход (прогноз) заболевания. Ликвор — сложная биологическая жидкость, содержащая белки, эритроциты, другие клетки (цитоз) и постоянно циркулирующая в желудочках головного мозга, ликворопроводящих путях и субарахноидальном пространстве головного и спинного мозга. Наряду с биохимическим анализом ликвора проводится оценка состояния пациентов по специальным шкалам (NIH-NINDS, Ком-Глазго, Рэнкин), а также применяются различные аппаратные методы диагностики состояния центральной нервной системы (МРТ, КТ, ЭЭГ, ТКДС и др.). Вместе с этим поиск новых эффективных, относительно быстрых и несложных методов диагностики, основанных на измерении физических свойств биологических жидкостей, остается актуальным. Одним из новых методов диагностики патологий центральной нервной системы человека является метод, основанный на анализе температурной зависимости поляризованного отклика ликвора на воздействие переменного электрического поля мегагерцового диапазона, или, иначе, термоимпедансметрии.

В настоящей работе исследование ликвора производилось с помощью установки для измерения температурной зависимости полного электрического импеданса кюветы с жидкостью (рис.1), разработанной в ФТИ им. А.Ф.Иоффе [1]. Характеристики установки: рабочая частота колебаний напряжения, подаваемого на кювету (частота регистрации) — 3 МГц; амплитуда напряжения, подаваемого на измерительную кювету — 800 мВ; диапазон изменения температуры кюветы: 20–100°C; тип измерительной кюветы — цилиндрический конденсатор; параметры кюветы — рабочий зазор между обкладками конденсатора 1 мм, высота конденсатора 20 мм, диаметр конденсатора 15 мм; объем исследуемой жидкости — 1,2 мл; скорость нагрева — 0,026 °C/с, временная функция изменения температуры линейная. В установке использованы генератор ГЗ-102, фазометр Ф2-13, блок питания Б5-21, термопара медь-константан.

Как известно, электрический импеданс представляет собой усредненную характеристику отклика образца на воздействие переменного электрического напряжения и включает в себя активное, емкостное и индуктивное сопротивления. Измерения показали, что температурная зависимость электрической емкости кюветы с ликвором имеет особенности, тогда как температурная зависимость активного сопротивления особенностей практически не имеет, а индуктивное сопротивление для жидкости отсутствует. Фазометрический метод измерения емкости кюветы применен потому, что изменения емкости с температурой весьма малы, и для повышения точности удобнее измерять фазовый сдвиг между подаваемым напряжением и напряжением на кювете, который связан с емкостью и полным импедансом известным образом. Этот сдвиг составляет всего 0,3–0,5 градуса фазы. Для измерения столь малых разностей фаз требуется фазометр чрезвычайно высокой точности, обычно не применяемый в стандартных мостовых импедансметрах. Кроме того, фазовый сдвиг входит в полный импеданс кюветы сложным образом, и при прямом измерении импеданса слабые температурные изменения фазового сдвига практически не проявляются.

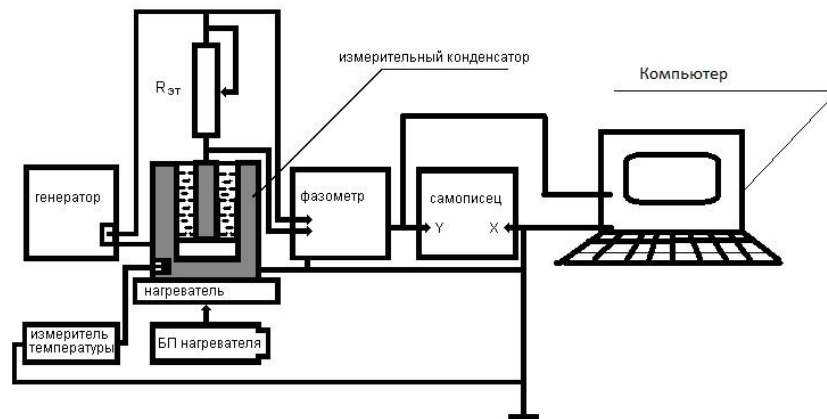


Рисунок 1 - Схема установки для измерения электрического импеданса жидкости.

После проведения измерений экспериментальные кривые оцифровывались, подвергались процедуре сглаживания и анализировались тремя различными методами. Анализ термоимпедансметрических кривых спинномозговой жидкости более 300 пациентов с травмами, инсультами, онкологическими заболеваниями показал, что как форма кривых, так и ряд их параметров имеют диагностическую ценность. В первом методе основными параметрами кривых являются температурные положения максимумов на кривой, относительная высота (выраженность) этих максимумов, их ширина, а также положения, интенсивности и полуширины гауссиан, на которые возможно разложить экспериментальную кривую (рис.2).

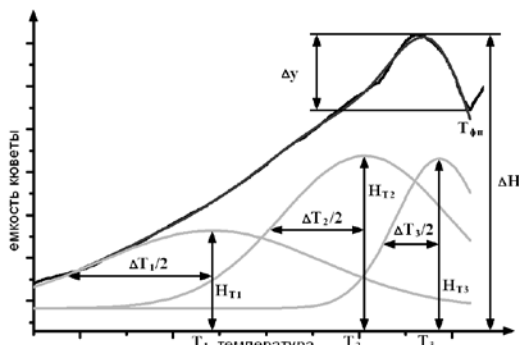


Рисунок 2 - Параметры термоимпедансметрических кривых.

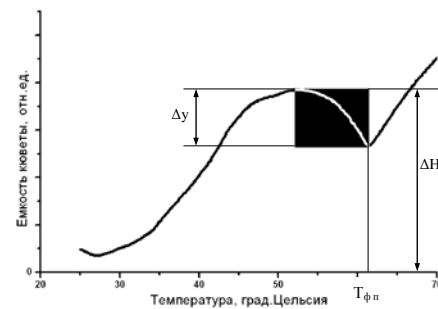


Рисунок 3 - Выделение участка кривой для анализа в терминах теории фазовых переходов.

На следующем этапе анализа определялись коэффициенты корреляции между параметрами кривых и медицинскими и биохимическими показателями ликвора, что позволило выделить особенности термоимпедансметрических кривых, характерные для определенных заболеваний, и использовать их в целях диагностики. Так, например, проводился отдельный анализ термоимпедансметрических кривых пациентов с онкологическими заболеваниями различной степени тяжести, и получены средние значения параметров, характерных для низкой и высокой степени злокачественности опухолей.

Статистическая обработка результатов выполнялась в предположении, что параметры термоимпедансметрических кривых и биохимические параметры ликвора представляют собой зависимые случайные величины, причем связь между ними определяется линейным уравнением регрессии, а угловой коэффициент уравнения регрессии представляет собой коэффициент корреляции. Для каждой мощности выборки (или иначе, количества пациентов в группе, подвергшейся корреляционному анализу) вычислялась квантиль распределения Стьюдента, зависящая от мощности выборки и уровня значимости α .

Уровень значимости соответствовал значению, принятому в медицинской практике (не более 0,2), с которым величина доверительной вероятности связана соотношением $P=1-\alpha$. Принимая величину доверительной вероятности равной не менее 80 %, для каждой мощности выборки была проведена оценка достоверности полученных нами коэффициентов корреляции. С помощью указанной квантили вычисляли интервал, в котором должны располагаться значения корреляционных коэффициентов, чтобы быть статистически значимыми [2]. Таким образом, были определены достоверные величины коэффициентов корреляции между особенностями термоимпедансметрической кривой и численными значениями биохимических показателей цереброспинальной жидкости.

Кроме этого, имеющиеся во многих случаях кювообразные участки на кривых были проанализированы в терминах теории фазовых переходов (рис.3), и показано, что при достижении определенной температуры в составных элементах спинномозговой жидкости происходит фазовый переход первого рода. Температура и выраженность особенностей на кривых в области фазового перехода, а также определенные в рамках теории

фазовых переходов критические индексы устойчиво коррелируют с содержанием белка в ликворе, что позволило заключить, что основой температурных изменений импеданса ликвора является изменение с температурой поляризуемости белков, входящих в его состав. Модельные эксперименты с растворами белков, в том числе белков спинномозговой жидкости, подтвердили, что за специфическую форму кривых в основном ответственны термоактивационные переходы в белках ликвора, завершающиеся фазовым переходом глобула-клубок.

Как известно, фазовый переход глобула-клубок в белках косвенно связан с денатурацией и является резким изменением пространственной формы белковых молекул из-за термического разрушения связей, стабилизирующих эту форму [3]. Белки способны выполнять свои биологические функции, лишь находясь в определенной пространственной форме, или конформации, причем нарушения конформации ведут к утрате белками свойственных им биологических функций, что, в свою очередь, является причиной ряда серьезных заболеваний, называемых конформационными. К ним относятся, например, болезнь Альцгеймера, хорея Хантингтона, болезнь Паркинсона и другие [4] поиск методов диагностики и лечения которых активно ведется в настоящее время во всем мире. Также в последнее время большое внимание уделяется изучению состояния белковых молекул ликвора при ишемических и геморрагических поражениях головного мозга [5–7]. Поэтому возможность наблюдения состояния и конформационных изменений белков ликвора, которая была показана на растворах основного белка спинномозговой жидкости — сывороточного альбумина — существенно расширяет диагностические возможности термоимпедансметрического метода. Также становится возможным исследование физико-химических причин заболеваний центральной нервной системы.

Термоимпедансметрические кривые ликвора пациентов с тяжелыми черепно-мозговыми травмами и сосудистыми поражениями мозга типа геморрагического инсульта, как правило, имеют нетипичный вид. Для их обработки применялся метод Фурье-анализа (рис.4). Обращает на себя внимание резкое различие фазовых спектров типичной и нетипичной термоимпедансметрических кривых при незначительном отличии их амплитудных спектров.

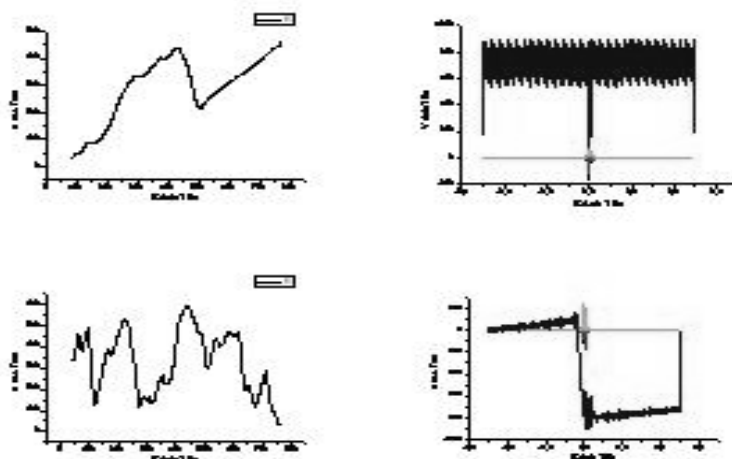


Рисунок 4 - Сравнение Фурье-спектров типичной (вверху) и нетипичной (внизу) термоимпедансметрических кривых.

При разложении кривой на гармоники общий температурный интервал, занимаемый термоимпедансметрической кривой, принимается за период раскладываемой функции. Поскольку именно фазовые параметры наиболее чувствительны к форме кривой, при корреляционном анализе вычислялись коэффициенты корреляции между частотными интервалами, разделяющими фазовые и амплитудные части Фурье-гармоник. Оказалось, что наиболее высокие коэффициенты корреляции наблюдаются между параметрами Фурье-компонент термоимпедансметрических кривых ликвора и концентрацией эритроцитов в спинномозговой жидкости. Такой результат, во-первых, позволяет расширить набор диагностических параметров, необходимых для выявления и прогнозирования исхода поражений центральной нервной системы человека, а во-вторых, открывает возможности для понимания физического механизма поведения элементов ликвора, обуславливающего различную форму термоимпедансметрических кривых.

Разумно предположить, что одним из главных факторов, вызывающих отклонение температурного поведения поляризуемости ликвора от стандартного, является взаимодействие белковых, в основном альбуминовых, глобул с эритроцитами или эритроцитарными агрегатами [8]. Эритроциты представляют собой частицы с ненасыщенными химическими связями на поверхности [9], и образованы упорядоченной сеткой молекул гемоглобина [10], каждая из которых обладает магнитным моментом [11]. В результате эритроциты приобретают макроскопический магнитный момент [12], что ведет к образованию «монетных столбиков» и формированию тороидальных структур из них, также обладающих магнитным моментом и поверхностным зарядом [9]. Такие эритроцитарные агрегаты имеют размер в несколько десятков микрон и могут присоединять к себе альбуминовые глобулы, имеющие размер около 5 нм за счет нековалентных взаимодействий. В ликворе могут присутствовать белковые глобулы и их ассоциаты, свободные и окруженные белковыми глобулами эритроциты, эритроцитарные агрегаты и фрагменты эритроцитарных агрегатов. Последовательное термическое

разрушение ассоциатов и агрегатов, а также изменение температур конформационных переходов белков, связанных с эритроцитами, видимо, приводит к многочисленным скачкам поляризуемости и проявляется на опыте в сложной форме термоимпедансметрических кривых ликвора, содержащего кровь. Кроме того, известно [13], что взвесь эритроцитов также испытывает скачкообразные трансформации поляризуемости при изменении температуры, что позволяет диагностировать ряд патологических изменений крови [14] и также расширяет диапазон применимости метода.

Следует заметить, что диагностика и прогноз исхода лечения заболеваний с помощью термоимпедансметрического анализа цереброспинальной жидкости уже проводится в клинике нейрохирургического института им. проф. А.Л. Поленова и в ряде случаев показала свою эффективность.

Таким образом, разработан и апробирован новый метод диагностики заболеваний центральной нервной системы — термоимпедансметрия спинномозговой жидкости.

Библиографический список

1. Пат.2205392 Российская Федерация, МПК⁷ 7G 01 N 27/02, А 61 В 5/05. Устройство для определения электрических параметров жидкой среды [Текст] / Ильинский А.В., Иванова Н.Е., Шадрин Е.Б., Юткина Н.Л.; заявитель и патентообладатель Физико-технический институт им. А.Ф. Иоффе РАН. – № 2002103476/28(003348); заявл. 04.02.2002.
2. Крамер Г. Математические методы статистики. – М.: Мир. – 1975. – 526 с.
3. Финкельштейн А.В., Птицин О.Б. Физика белка. – Москва: КДУ. – 2012. – 524 с.
4. Иллариошкин С.Н. Конформационные болезни мозга. – М.: Янус-К. – 2003. – 248 с.
5. Дамбинова С.А., Одинак М.М., Скулябин Д.И. и др. Лабораторные методы при эпилепсии и нарушениях мозгового кровообращения // Журнал неврологии и психиатрии. – 2001. – № 1. – С. 58–64.
6. Silva G., Furie K. Biomarkers in neurology // Front. Neurol. Neurosci. – 2009. – № 25 – P. 55–61
7. Kufera J.A., Lindell A. et al. Association of CSF biomarkers and secondary insults following severe traumatic brain injury // Neurocrit. Care. – 2011. – № 14 (2). – P. 200–207.
8. Иванова Н.Е., Шадрин Е.Б., Васькова Н.Л. Диагностическая значимость фазовых переходов в ликворе при черепно-мозговой травме // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2013. – Т. 9, № 1. – С. 71–77.
9. Чижевский А.Л. Биофизические механизмы реакции оседания эритроцитов. – Новосибирск: Наука. – 1980. – 178 с.
10. Иваницкий Г.Р., Маевский Е.И. Новая искусственная кровь. // Биофизика. – 2004. – Т. 49. – С.3–4.
11. Блюменфельд Л.А. Гемоглобин // Соросовский образовательный журнал. – 1998. – №4. – С. 33–38
12. Шадрин Е.Б., Ильинский А.В., Капралова В.М., Самойлов В.О. Магнитное вращение плоскости поляризации света, рассеянного взвесью эритроцитов // Научно-техн. ведомости СПбГПУ. Физ.-мат. науки. – 2009. – т. 77. – С.51–54.
13. Минеев В.Н., Шпетная Е.А., Шадрин Е.Б. Мембранорецепторные нарушения при бронхиальной астме // Терапевтический архив. – 1999. – № 3. – С. 9–14.
14. Минеев В.Н., Сорокина Л.Н., Шадрин Е.Б. Мембранно-рецепторные механизмы влияния низкоинтенсивного лазерного излучения на кровь «in vitro» при бронхиальной астме // Лазерная медицина. – 2005. – № 964. – С. 28–33.

CEREBROSPINAL FLUID THERMOIMPEDANCEMETRY AS A METHOD OF BRAIN DISEASES EARLY DIAGNOSTICS

Ivanova N.E.*, Vaskova N.L.*, Kapralova V.M.***, Pashkevich M.E.***, Shadrin E.B.***

*Prof. Polenov Russian Research Neuro-surgical Institute

** Saint-Petersburg State Polytechnical University

***Ioffe Physical-Technical Institute

kapralova2006@yandex.ru, shadr.solid@mail.ioffe.ru

Cerebrospinal fluid, or liquor investigation is of great importance for diagnostics and medical treatment of central nervous system traumas and deceases, combining biochemical, medical and physical methods. This paper is focused on liquor thermoimpedancemetry that is shown to be new prospective method of medical diagnostics based on the measurement of the temperature dependence of liquor polarization response to MHz range alternative electric field. Measuring complex was developed using phasometric method which allows to obtain temperature dependences of electrical impedance, or thermoimpedance curves, of liquid samples. Curves received for liquor probes taken from more than 300 patients were analysed by three methods including curve parameters determination, correlation analysis and Fourier analysis. Curve shape and parameters are demonstrated to be diagnostics parameters and curve features corresponding to certain deceases were found also by calculation of correlation coefficients between curve parameters and liquor biochemical structure and medical status of patients. Reliability of correlation coefficients was estimated by means of Student distribution quantile calculation. Lambda-shaped curve peculiarities were discussed in terms of phase

transitions theory and referred to a first kind phase transition in cerebrospinal fluid structure elements. The transition was shown to be the globule-coil transition in liquor proteins. The diagnostics value of thermoimpedancemetry is thus increased due to the possibility of protein status and conformational changes observation which is important for conformational deceases investigation and early diagnostics. Fourier analysis was applied to thermoimpedance curves of non-standard complicated multi-peak shape typical for patients with craniocerebral injuries and heavy vascular problems. It was received that parameters of Fourier decomposition demonstrate strong correlations with blood cells concentration in liquor. Results are discussed using physical model of blood cells and protein globules interactions.

СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО МЕТОДА АКТИВАЦИИ ИММУННЫХ ПРОЦЕССОВ

Каторгина Г.И.¹, Бойко И.П.¹, Пермяков С.А.¹, Давтян В.Г.¹, Никишина М.В.²

1 - Владимирский Государственный Университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых

2 - ГБУЗ ВО «Городская клиническая больница №4 г. Владимира»

Одной из основных задач медицины является сохранение и восстановление здоровья человека. И сравнительно неоправданно малую долю среди методов лечения в работе врача занимают немедикаментозные методы. Особое значение они приобретают именно сейчас, когда отмечается повышенная частота непереносимости многих лекарственных веществ, а иногда их недоступность или высокая стоимость. Именно на этом фоне усиливается важность физических методов воздействия на организм, в частности низкоинтенсивной лазерной терапии. Актуальным также является поиск и разработка более эффективных и безопасных схем иммунокоррекции в клинике. Определенный вклад в решение данной проблемы могли бы внести исследования хронотерапевтического направления, позволяющие создавать временные режимы применения препаратов с учетом биоритмов эндогенной продукции того или иного фактора, чувствительности к нему клеток-мишеней, характера межсистемных взаимосвязей.

Цель работы: разработать метод немедикаментозной стимуляции, который бы являлся наиболее эффективным с точки зрения активации и синхронизации работы защитных иммунных процессов организма.

Материалы и методы. Известно, что функциям иммунной и нейроэндокринной систем свойственны биологические ритмы активности. Адаптация организма к постоянно меняющимся условиям окружающей и внутренней среды обеспечивается не отдельными органами, а скоординированными во времени и пространстве и соподчиненными между собой специализированными функциональными системами. Не случайно в настоящее время через исследования временной организации биосистем изучаются эколого-физиологические механизмы адаптации к новой среде обитания и ищутся научно обоснованные средства коррекции нарушений, возникающих при воздействии на организм различных неблагоприятных факторов [1].

Главными биоритмами организма человека считают циркадианный ритм с периодом от 22 до 28 часов, т.к. организм в целом и для деятельности практически всех его органов и систем характерны циркадианные ритмы [2]. Известно, что ответы иммунной системы зависят от времени суток [1]. Условно в суточном ритме выделяют три фазы:

1) Фаза восстановления (первая половина ночного сна). В этой фазе усиливаются процессы синтеза веществ (в первую очередь белков, гормонов, которые в свою очередь способны повышать интенсивность усвоения веществ и энергии).

2) Фаза подготовки к активной деятельности (вторая половина ночных часов и ранние утренние часы). В этой фазе повышается концентрация гормонов, обеспечивающих возможность быстрой и эффективной реакции организма на любые раздражители, возрастает тонус симпатической вегетативной нервной системы.

3) Фаза активности (дневные часы и ранние вечерние часы). Данная фаза характеризуется повышенной вегетативной, нервной и двигательной готовностью к реагированию на внешние и внутренние раздражители.

В данной работе исследуются фазы 2 и 3.

Применение лазеров в медицине основано на взаимодействии света с биологическими тканями. В правильно подобранных терапевтических дозах лазерная терапия абсолютно безвредна [2-3]. В работе использовался аппарат «МИЛГА-Ф». Воздействие НИЛИ в импульсном режиме более эффективно, чем действие аналогичных доз лазерного излучения в непрерывном режиме, так как взаимодействует с биообъектами в резонансе [4,5]. В эксперименте, описанном в [6] установлено, что низкоэнергетическое лазерное излучение инфракрасного диапазона на область надпочечников и трансцеребрально при дозах 0,08 — 2,1 Дж обладает выраженным воздействием на иммунную систему. У людей малые дозы лазерного излучения различной длины волны могут приводить к снижению в сыворотке крови уровня некоторых иммуноглобулинов, Т-лимфоцитов в периферической крови [6-8]. В то же время обработка клеток крови человека *invitro* способствует повышению функциональной активности Т-лимфоцитов [8]. Как показали

экспериментальные исследования иммунокомпетентных клеток "in vitro", выполненные в [9,10], НИЛИ, обладая непосредственным действием на биологические мембраны клеток, приводит к экспрессии поверхностных рецепторов, изменению внутриклеточного pH и повышению уровня окислительно-восстановительных процессов в клетке. Изменения лимфоидных клеток вторичны и связаны с реакцией других систем организма [11]. Нормализуется функциональная активность клеток, участвующих в воспалении. НИЛИ может, как оказывать иммуностимулирующее действие, так и быть иммунодепрессантом [11]. Непосредственное действие лазерного излучения на структуру плазмы, сыворотки крови [12] и отдаленное вторичное изменение клеточного и гуморального звеньев системного иммунитета [12], являющихся результатом адаптационной реакции организма. Это позволяет предположить, что НИЛИ имеет непосредственное действие на состояние среды, в которой протекают иммунные взаимодействия, и опосредованные эффекты, связанные с синхронизацией органов и систем, способствующие коррекции формирования иммунного ответа.

Облучение НИЛИ стимулирует митотическую активность [11-13], дифференцировку иммунокомпетентных клеток, восстанавливает соотношение тимоцитов разной степени зрелости, нормализует общее содержание розеткообразующих тимоцитов, стабилизирует уровень розеткообразующих клеток, обеспечивает рост уровня безосадочных и активных тимоцитов, стимулирует реакцию бласттрансформации на фитогемагглютинин, функции Т-хелперов, В-клеток. Кроме того, усиливается метаболическая активность лимфоцитов за счет изменения синтеза нуклеиновых кислот. Воздействие низкоинтенсивным лазерным излучением способствует восстановлению нормального уровня сывороточных иммуноглобулинов классов А и G, снижению количества циркулирующих иммунных комплексов [14].

В целом влияние НИЛИ на воспалительный процесс проявляется уменьшением выраженности альтеративных изменений, подавлением экссудативной и пролиферативной его фаз и интенсификацией восстановительных механизмов, что способствует уменьшению длительности воспаления. Новообразованная ткань является структурно и функционально полноценной, восстанавливается её органоспецифичность [12]. В условиях исходного повышения вязкости крови, агрегационной активности эритроцитов и тромбоцитов, низкой деформируемости эритроцитов проявляется способность НИЛИ снижать вязкость крови, агрегационную активность эритроцитов и тромбоцитов, повышать деформируемость эритроцитов и стабилизировать их мембраны. Улучшение эластических свойств эритроцитов объясняется интенсификацией синтеза макроэргов, а уменьшение агрегационной способности эритроцитов – изменением равновесия процессов притяжения (обусловленных силами Ван-Дер-Ваальса) и отталкивания (создающихся одноименными отрицательными электрическими зарядами карбоксильных групп сиаловой кислоты, входящей в состав мембранных гликопротеидов) в сторону преобладания сил отталкивания. В мембранах лимфоцитов, со сниженным содержанием холестерина, облучение гелий-неоновым лазером приводит к повышению его содержания, также фосфолипидов [10].

Лазерное излучение низкой интенсивности изменяет процессы перекисного окисления липидов (ПОЛ) в направлении образования меньших количеств конечных продуктов окисления. Нормализацию основных показателей ПОЛ, активацию антиоксидантной защиты после облучения крови или эндобронхиального воздействия НИЛИ отмечают многие исследователи [10-12]. В [14] уточняется, что изменения антиоксидантной системы носят двухфазный характер: активация тиолсульфидной системы сменяется снижением антиоксидантного потенциала крови. Снижение активности ПОЛ является результатом освобождения сорбированных на белках антиоксидантов. Кроме того, под влиянием лазерного излучения происходит реактивация антиокислительных ферментов, обратимо ингибированных в очаге патологии.

НИЛИ оказывает гипокоагуляционное и фибринолитическое действие, сочетающееся с эффектом ускорения кровотока в микрососудах, что создает оптимальные условия для нормализации нарушенной гемодинамики [23]. Лазерное воздействие обеспечивает развитие в сосудистых реакциях, способствующих нормализации артериального притока, улучшению кровотока в средних и мелких артериях, уменьшению периферического сопротивления, улучшению венозного оттока легких, нормализации кровотока в очаге воспалительной инфильтрации. За счет этого происходит дезинтоксикация тканей. Сосудистый ответ связывают с фотоиндуцированным изменением местной регуляции тонуса прекапиллярных артериол, в котором, возможно участвуют биологически активные вещества, выделяющиеся в участке облученной поверхности [12].

Возможность передозировки лазерного излучения установлена в [13] на основании изучения морфологических эффектов различных видов НИЛИ, когда в клетках и тканях могут возникать обратимые и необратимые альтерации. Таким образом, уникальные свойства НИЛИ значимы для формирования местной реакции на облучение. При этом местные эффекты (результат непосредственного действия лазерного излучения

на биологические молекулы и процессы) являются частью генерализованной ответной реакции на это неионизирующее излучение и подчиняются тем же закономерностям. При этом доза определяет результат – стимуляцию жизнедеятельности или угнетение функции биологической системы. Поэтому в клинической практике для оценки действия НИЛИ используют мониторинг клинико-функциональных изменений в сердечно-сосудистой системе, системе органов дыхания, в иммунной и ферментной системах [15].

Было обследовано 114 человека (64 женщины и 50 мужчин в возрасте 35-50 лет) с инфекционно-вирусными заболеваниями: герпес, ячмень, грипп, ОРВИ. Обследуемые были поделены на две опытные группы с учетом фазы биоритмов. В качестве контрольной группы были обследованы 36 человек (19 женщин и 17 мужчин, 35-50 лет). Для контроля состояния лечебного процесса использовался флоуметрический метод оценки раздельного капиллярного кровотока, позволяющий оперативно следить за изменением состояния организма, а также контролировалось количество лимфоцитов в крови. Точки воздействия НИЛИ-излучения: грудина, 12-перстная кишка, 3-4 межреберье слева, кольцо Пирогова, в частности подчелюстные лимфоузлы (рис.1). В отличие от многих схем точек воздействий при вирусных заболеваниях, в частности общесоматической стимуляции по В.И. Корепанову, при нашей методике непосредственное локальное воздействие на органы, наиболее подверженные патологическому воздействию при перечисленных выше заболеваниях, отсутствует.



Рисунок 1 - Точки воздействия НИЛИ-стимуляции

Лазерное излучение воздействует не на очаг воспаления, а на периферические органы иммунной системы. В этих органах происходят как антигеннезависимая, так и антигензависимая пролиферация и дифференцировка лимфоцитов. Параметры процедуры НИЛИ-терапии - 5 Гц – от 1 до 10 мин в течение 5 дней. Для опытной группы 1 стимуляция проводилась до 14.00 (фаза 1), для опытной группы 2 – после 14.00 (фаза 3). Накануне стимуляции каждый пациент принимал не менее 100 г белковой пищи.

Эксперимент. Показатели групп до стимуляции представлены в таблице 1.

Таблица 1 - Показатели до стимуляции

Группа	Количество человек	Показатель раздельного капиллярного кровотока (ак%/кв%)	Количество лимфоцитов в крови, %
Контрольная	36	49,4/50,6	23
Опытная 1	57	55,3/44,7	51±0.33
Опытная 2	57	56,1/43,8	49±0.27

В опытных группах было отмечено увеличение количества лимфоцитов в крови, а также нарушение баланса микроциркуляторного русла. Результаты наблюдения за обследуемыми в опытных группах представлены на рис. 2. Результаты по окончании лечения представлены в табл.2.

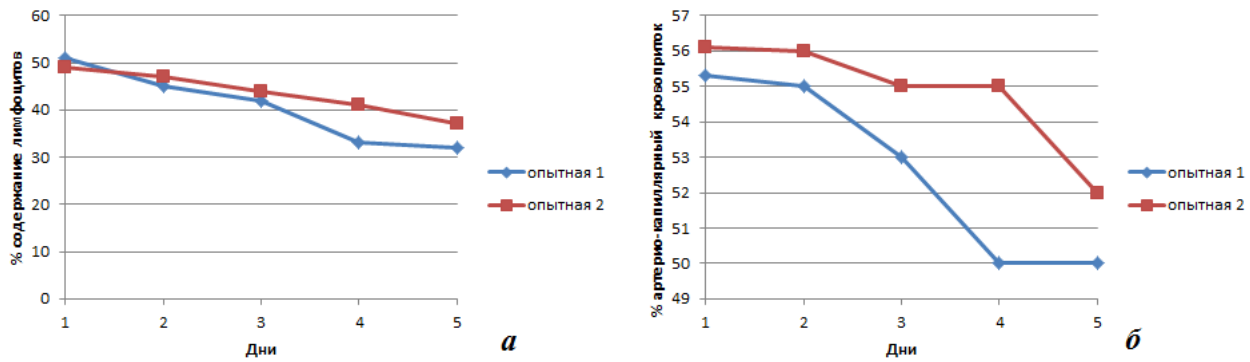


Рисунок 2 - Результаты наблюдения в течении 5 дней а) – данные анализа крови б) – данные отдельного капиллярного кровотока.

Таблица 2 - Показатели после стимуляции

Группа	Количество человек	Показатель отдельного капиллярного кровотока (ак%/кв%)	Количество лимфоцитов в крови, %
Контрольная	36	49,4/50,6	23
Опытная 1	57	50,1/49,9	32±0.39
Опытная 2	57	52,3/47,7	37±0.41

Обсуждение результатов. Как видно, из рис.2 и табл.2 применение физиотерапевтического воздействия во 2-й фазе циркоидного цикла намного эффективнее воздействия в 3-й фазе. Очевидно, клинический эффект лазерного излучения при вирусных заболеваниях обусловлен не прямым действием на вирусы, а стимуляцией иммунных процессов в организме больного. Положительные клинические результаты стимуляции иммунитета больными сопровождаются увеличением пролиферативной и цитотоксической активности Т-лимфоцитов и снижением их содержания в крови. Через 5 дней – у пациентов исчезли все симптомы заболеваний. После стимуляции отмечается нормализация значений скоростей артерио-капиллярного и вено-капиллярного кровотока. Влияние фазы суточных биоритмов объясняется спецификой каждой из фаз. В 3й фазе лечебное воздействие очевидно встречается с естественной защитной реакцией вегетативной нервной и иммунной систем.

Выводы. Для повышения эффективности биостимуляции и положительного лечебного эффекта необходим специфичный подход автоматический учет биоритмов организма человека. Обычная лазерная терапия, расшатывая параметры измененного (при патологии) гомеостаза, может вызвать биостимуляцию и лечебный эффект по типу регуляции по отклонению только при достаточных резервах саморегуляции и только в узком диапазоне параметров, т.к. терапевтический диапазон зависит от фаз биоритмов пациента.

Библиографический список

1. Биологические ритмы, под ред. Ю. Ашоффа, пер. с англ., т. 1—2, М., 1984
2. Бородин Ю.И., Труфакин В.А., Летягин А.Ю., Шурлыгина А.В. Циркадные биоритмы иммунной системы // Новосибирск: РИПЭЛ.- Новосибирск. РИПЭЛ.- 1992.- С.208.
3. Тель Л. З. «Валеология: учение о здоровье, болезни и выздоровлении. В 3-х томах. Том 2» издательство «Астрель» 2001 год.
4. Боголюбов, В.М. Общая физиотерапия: Учебник / В.М. Боголюбов, Г.Н. Пономаренко. М.: Медицина, 2003. - 432 с.
5. Москвин С.В. Эффективность лазерной терапии.– М.: Техника, 2003.– 256 с.
6. Иммуномодулирующие эффекты физических факторов: Пособие для врачей/ М.И. Гринзайд, Ю.М. Гринзайд, С.Н. Евсеева и др. – Пятигорск, 1996.
7. Балмуханов С.Б., Лаптева Р.М., Баншева С.А., Макарова О.И. Влияние лазерного излучения на некоторые иммунологические характеристики лимфоцитов. – М., 1983.
8. Манжос А.П. Оптимизация применения низкоинтенсивного инфракрасного лазерного излучения в терапии бронхиальной обструкции при стабильном течении хронической обструктивной болезни легких/ Вестник РНЦРР N7
9. Шабалин В.Н., Иваненко Т.В., Скокова Т.В. и др. Влияние лазерного излучения на иммунокомпетентные клетки // Лазеры и медицина: сб. тез.докл. Междунар. Конф. –Ташкент-М., 1989. – С. 143-144.
10. Борисова А.М., Хорошилова Н.В., Булганова Г.И. Действие низкоинтенсивного лазерного излучения на иммунную систему // Терапевт. арх. 1992. № 5. – С. 111-115.

11. Кончугова Т.В., Першин С.Б., Миненков А.А. и др. Иммуносупрессия при локальных воздействиях низкоэнергетическим лазерным излучением инфракрасного диапазона // Вопр. курортологии, физиотерапии и лечеб. физ. культуры. 1992. № 3. – С. 57-59.
12. Скорняков С.Н., Некрич Г.Л., Бугаев Е.Ю. и др. Информационный потенциал структурных реакций сыворотки крови на лазерное излучение // 4-й Национ. конгр. по болезням органов дыхания: тез. докл. –М., 1994. – С. 85.
13. Улащик В.С. Иммуномодулирующее действие лечебных физических факторов // Журнал «Медицинские новости» №11, 2006
14. Нечипуренко Н.И., Пашковская И.Д., Степанова Ю.И., Василевская Л.А. Механизмы действия и биологические эффекты низкоинтенсивного лазерного излучения // Журнал «Медицинские новости» №12, 2008
15. Байбеков И.М., Байбекова М.И. Клеточные основы лазерных воздействий на биоткани // Лазер и здоровье – 99: материалы Междунар. Конгр., – М., 1999. – С. 422-423.

IMPROVEMENT OF PHYSIOTHERAPY TECHNIQUES OF IMMUNE ACTIVATION PROCESSES

Katorgina G.I.¹ Boiko I.P.¹, Permyakov S.A.¹ Davtyan V.G.¹, Nikishina M.V.²

1- Vladimir State University named after Alexandr and Nikolay Stoletovs

2- City Clinical Hospital № 4 of Vladimir

This paper presents a combined method for the activation of immune processes by stimulating certain points of the body using low-intensity laser radiation given biorhythmic activity of the organism. We presented clinical results and findings of separate capillary blood flow, which indicate significant acceleration of the healing process. It is shown that the clinical effect of laser radiation in viral diseases is not due to the direct action of the virus, and the stimulation of the immune processes in the body of the patient.

Keywords: low-intensive laser, separate capillary blood flow, physiotherapy, biorhythms

ВЕНУЛЯРНЫЙ МЕХАНИЗМ ТЕЧЕНИЯ ОСЛОЖНЕНИЙ ПРИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТЫХ ЗАБОЛЕВАНИЯХ И СПОСОБ ЕГО ДЕТЕКТИРОВАНИЯ

Каторгина Г.И.¹, Бойко И.П.¹, Пермяков С.А.¹, Давтян В.Г.¹, Никишина М.В.²

1 - Владимирский Государственный Университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых

2 - ГБУЗ ВО «Городская клиническая больница №4 г. Владимира»

За последние 20 лет смертность от инфаркта миокарда у мужчин возросла на 60%. Инфаркт значительно помолодел. Сейчас уже не редкость увидеть этот диагноз у тридцатилетних. Пока он шадит женщин до 50 лет, однако потом заболеваемость инфарктом у женщин сравнивается с заболеваемостью у мужчин. Инфаркт является и одной из основных причин инвалидности, а смертность среди всех заболевших составляет 10-12%. Практически при любой патологии (инфаркт миокарда, опухоли, атеросклероз, ревматизм и др.) патогенетическим звеном являются те или иные нарушения в системе гемостаза, в конечном итоге характеризующиеся различной степенью геморрагического диатеза вследствие острого, подострого и хронического внутрисосудистого свертывания крови [1,2].

В большинстве случаев острого инфаркта миокарда его причиной бывает тромбоз коронарной артерии в области атеросклеротической бляшки [2-5]. При разрыве атеросклеротической бляшки, ее эрозии (образовании язвы на поверхности бляшки), трещине внутренней оболочки сосуда под ней к месту повреждения прилипают тромбоциты и другие клетки крови. Формируется так называемая «тромбоцитарная пробка». Она уплотняется и быстро растет в объеме и в конце концов перекрывает просвет артерии [2,4].

Запаса кислорода клеткам сердечной мышцы, которые питала перекрытая артерия хватит на 10 секунд. Еще около 30 минут сердечная мышца остается жизнеспособной. Потом начинается процесс необратимых изменений сердечной мышцы и к третьему-шестому часу от начала окклюзии мышца сердца на этом участке погибает. Принятые методы реанимации позволяют избежать летального исхода у 50-60% пациентов. Однако традиционные методы терапии оказываются неэффективны для другой части пациентов, и они умирают на 5-7 сутки после инфаркта [4,6].

Данный факт наводит на мысль о том, что у приблизительно 20-30% пациентов с инфарктом миокарда, причиной является тромбоз не артерий, а венул, что подразумевает под собой несомненно иное течение патологического процесса. Это является одним из факторов высокой смертности при стандартной терапии.

Общий механизм образования тромбов в веноулярном звене микроциркуляции. Посткапиллярные венулы – третье эфферентное звено микроциркуляции, депонирующее, наиболее ранимо. Изменения в этом звене наблюдаются при различных заболеваниях, но интенсивность их неодинакова [2]. Так, при явлениях сердечной недостаточности возникают картины резкого расширения посткапиллярных венул. Иногда

расширения имеют вид мешковидных набуханий или цилиндрических образований по ходу сосуда. Просвет сосудов увеличивается в 3-5 раз, они переполнены кровью, что связано с их емкостной функцией, отмечаются явления агрегации эритроцитов[3-7]. Артериолы при этом или не изменяются, или же находятся в состоянии спазма. На пленчатых препаратах отчетливо определяются изменения реологических свойств крови в виде стаза и агрегации в посткапиллярах сладжей с секвестрацией кровотока, образование микротромбов, распространяющихся с посткапилляров на венулы[2].

В расширенных посткапиллярных венулах выявляются микротромбы. Морфологическим выражением нарушения коагуляционных свойств крови являются тромбы в системе микроциркуляции, приводящие к изменениям метаболического гомеостаза[8].

Механизм при воспалении. В основе диссеминированного внутрисосудистого свертывания (ДВС) крови лежит тромбоз в сосудах микроциркуляторного русла органов и тканей (венулах, капиллярах и артериолах). Воспалительный процесс протекает несколько стадий, каждая из которых может стать быть преобладающей[8].

Воспаленная область изолирует очаг повреждения от остальных тканей, остающихся здоровыми. Медики разделяют воспалительный процесс на 3 последовательные стадии [2]. Это альтерация, экссудация и пролиферация. Альтерация характеризуется первичным повреждением клеток и тканей, которое прежде всего проявляется слушиванием клеток. Т.е. пораженные клетки ткани утрачивают свои оболочки. Одновременно с этим процессом происходит нарушение микроциркуляции крови в этом месте, что объясняется увеличением просвета капилляров и артериол. Из-за этого нередко возникает полнокровие в сосудах[9].

Начавшееся воспаление сопровождается явлением фагоцитоза, которое непосредственно не связано с предшествующими изменениями в тканях. Фагоцитоз представляет собой ответ иммунной системы организма на болезненный процесс. В очаг воспаления устремляются белые кровяные тельца (лейкоциты) особого вида. Это клетки-пожиратели, активно уничтожающие и поглощающие гибнущие клетки и чужеродные частицы, вызвавшие воспаление. Одновременно против чужеродных частиц вырабатываются антитела, усиливающие общий и местный иммунитет[2,10-11].

Белые тельца гибнут в очаге поражения в больших количествах. Постепенно болезненную область тканей наполняет фибрин, т. н. фибриноидное набухание[2]. Разлагающиеся остатки погибших лейкоцитов оплетаются нитями фибрина. Таким образом, воспалительный процесс провоцирует энергичное образование тромбов в венулах и венах [11-14].

Типы тромбов, локализующиеся в венулах:

Чисто фибриновые тромбы как правило, не содержат форменных элементов крови и имеют волокнистое то более рыхлое, то более плотное строение. Они встречаются чаще у больных, у которых ДВС крови развивается медленно, исподволь с длительно наступающей 1 фазой (например, при раке легкого с множественными метастазами)[2,5,7].

Лейкоцитарные тромбы - обнаруживаются при менингококкемии, при бактериальном шоке, лейкозах. Стоят из лейкоцитов, скрепленных нитями фибрина.

Гиалиновые тромбы - самый редкий вариант, состоят из разрушенных эритроцитов, тромбоцитов, белкового преципитата.

Другие последствия тромбоза венул. Значение тромбоза определяется быстротой образования тромба, его локализацией и степенью сужения сосуда. Так, мелкие тромбы в венах малого таза сами по себе не вызывают каких-либо патологических изменений в тканях, но, оторвавшись, могут превратиться в тромбоемболы[2]. Пристеночные тромбы, незначительно суживающие просветы даже крупных сосудов, могут не нарушать в них гемодинамику и способствовать развитию коллатерального кровообращения[13].

Тромбоз вен (флеботромбоз) нижних конечностей способствует развитию трофических язв голени, кроме того, тромбы могут стать источником эмболии. Шаровидный тромб, образующийся при отрыве от эндокарда левого предсердия, периодически закрывая атриовентрикулярное отверстие, нарушает центральную гемодинамику, в связи с чем больной теряет сознание. Прогрессирующие септические тромбы, подвергающиеся гнойному расплавлению, могут способствовать генерализации гнойного процесса.

Местное венозное полнокровие имеет значение в патологии главным образом в связи с развивающимся при этом острым отеком тканей в том или ином регионе тела, а также с возможностью возникновения инфаркта при тромбозе определенной вены. При хроническом местном венозном (застойном) полнокровии в сердце активизируется образование фибробластами коллагена и в строме разрастается соединительная ткань — развивается органа[14,15].

Общее венозное полнокровие имеет большое значение в патологии, возникает при различных заболеваниях и может иметь тяжелые последствия. Острое общее венозное полнокровие чаще развивается при острой сердечной недостаточности (острый инфаркт миокарда, острый миокардит), а также в атмосфере с низким содержанием кислорода (например, при разгерметизации кабины самолета, высоко в горах, при недостаточном поступлении кислорода из акваланга при подводных работах и т. п.)[2]. При этом в тканях быстро нарастают гипоксия и ацидоз (закисление), повышается сосудистая проницаемость, появляется и прогрессирует отек, часто сопровождающийся периваскулярными кровоизлияниями.

Диагностика нарушений микроциркуляции. Режим микроциркуляции определяется соотношениями артериокапиллярного кровотока и капилляровенулярного кровотока [16]. Флоуметрические исследования

на базе аппарата «ЛАКК-02» [16] показали высокую диагностическую ценность данных капилляроскопии во многих областях медицины и принципиальную возможность прогнозирования состояния организма.

При преобладании у пациента капиллярвенулярного режима раздельного капиллярного кровотока (РКК), препараты, действующие в звене артерий и артериол могут оказаться неэффективными для тромбов, локализующихся в венах.

В случае нарушенного артерио-капиллярного кровотока гипергидратация, снижение артериального давления и объема циркулирующей крови способствует еще большему нарушению деятельности микроциркуляторного звена, что в свою очередь усугубляет положение пациента, если тромбы локализованы в венах.

Для уменьшения смертности после инфаркта миокарда и других заболеваний сердечно-сосудистой системы необходимо точное определение патологического механизма. Для этого предлагается использовать метод оценки РКК, позволяющий оценить соотношение режимов работы артериолярного и венулярного звена микроциркуляторного русла. Метод разработан и протестирован в УНМЦ ВлГУ на аппаратно-программном комплексе, состоящем из лазерного анализатора капиллярного кровотока «ЛАКК-02» и экспериментального программного обеспечения. Для регистрации показателя перфузии используется красный канал с длиной волны лазерного излучения 630 нм [16].

Ранняя диагностика состояния РКК является неинвазивной и доступной процедурой, которая способствует прогнозу и разработке адаптивных методов лечения сердечно-сосудистых заболеваний.

Библиографический список

- 1 Под ред. проф. Никонова В.В., доц. Феськова А.Э., доц. Федака Б.С. Медицина неотложных состояний. Избранные клинические лекции
2. Пауков В.С., Литвицкий П.Ф. Патология М.: Медицина, 2004. - 400 с.: ил.
3. Гаврилов О.К. Проблемы и гипотезы в учении о свертывании крови // Москва Медицина - 1981 - С.284.
4. Аронов Д. М. Реабилитация больных, перенесших инфаркт миокарда, в условиях санатория//Современные достижения в реабилитации больных инфарктом миокарда/Под ред. И. К. Шхвацабая, Г. Андеоса. — М., 1983. — С. 83—99.
5. Богданов Н. И., Сорокина Е. И., Хитрик И. И. Физические методы лечения и профилактики сердечно-сосудистых заболеваний /Руководство по кардиологии/Под ред. Е. И. Чазова. — М.: 1982. - Т. 4. — С. 546—585.
6. Крыжановский В.А. Диагностика и лечение инфаркта миокарда. Киев: Феникс, 2001, 451 с.
8. Жаров Д. Г.Секреты гирудотерапии, или Как лечиться пиявками. —М., 2003.- 320 с.
7. Руда М.Я., Зыско А.П. Инфаркт миокарда. М.: Медицина, 1981, 288 с.
8. Гогин Е. Е., Сененко А. Н., Тюрин Е. И. Артериальная гипертензия.— Л.: Медицина, 1983.—272 с.
9. Голиков А. П. Гипертонические кризы // Неотложные состояния в клинике внутренних болезней.— К.: Здоров'я, 1985.—С. 143—157.
10. Исаков И. И. Артериальные гипертонии.— Л. : Медицина, 1983.— 198 с.
11. Боголепов Н. К. Церебральные кризы и инсульты.—М.: Медицина, 1971.— 391 с.
12. Клапанная патология сердца и ишемический инсульт Текст. / А.В.Ким.[и др.] // Неврологический журнал. 2004. -№ 6. - С. 11-15.
13. Комплексное лечение ишемического инсульта фраксипарином и церебролизинотекст. / Г.А.Дущанова [и др.] // 10-й Российский национальный конгресс «Человек и лекарство»: тезисы докладов. М., 2003. -С. 177.
14. Метаболическая терапия ишемического инсульта: применение ноотропила Текст. / Е.И.Гусев [и др.] // Журнал невропатологии и психиатрии имени С.С.Корсакова. -1997. № 10. - С. 24-28.
15. Одинак, М.М. Клинико-неврологическая симптоматика острого ишемического инсульта: сопоставление с данными МРТ Текст. / М.М.Одинак, А.Г.Труфанов // 9-й Всероссийский съезд неврологов: тезисы докладов. - Ярославль. 2006. - С. 121.
16. Бойко И.П., Каторгина Г.И., Пермяков С.А. Исследование раздельного капиллярного кровотока. Монография. LAP LAMBERT Academic Publishing, 2014 - 136 стр.

VENULAR MECHANISM COMPLICATIONS IN CARDIOVASCULAR DISEASES AND DETECTION METHOD

Katorgina G.I.¹ Boiko I.P.¹, Permyakov S.A.¹ Davtyan V.G.¹, Nikishina M.V.²

1- Vladimir State University named after Alexandr and Nikolay Stoletovs

2- City Clinical Hospital № 4 of Vladimir

The article presents an analysis of the literature on the problem of complications and mechanisms of development of the cardiovascular system from the perspective of the theory of separation of microcirculation and

capillary blood flow. The lack of diagnosis and conservative treatment of cardiovascular disease leads to a significant increase in mortality. Physiological basis for in-depth diagnosis of pathological processes is presented.

Keywords: cardiovascular disease , separate capillary blood flow , venules , complications.

ОСОБЕННОСТИ ИЗМЕНЕНИЯ В ПЕРИФЕРИЧЕСКОЙ КРОВИ И ПЛАЗМЕ В ЗАВИСИМОСТИ ОТ ВОЗРАСТА ДОНОРОВ ЖЕНЩИН

Смирнова О.Н., Смирнов А.А., Сучкова Е. А., Комарова В.В., Трускова К. Г.
ФГАОУ ВПО «Северо-Кавказский федеральный университет», miss.smirnovaon@yandex.ru

Важным составляющим для обеспечения иммуносерологической безопасности гемокомпонентной терапии являются исследования выполненные в группе доноров, награжденных нагрудным знаком «Почетный донор России» [1,2]. Одним из этапов программы безопасного донорства является, прежде всего, проверка здоровья донорского контингента, а также влияние тех или иных факторов среды на изменение состава крови [3,4].

Материал исследования. Среди доноров резерва ГБУЗ СК «Ставропольская краевая станция переливания крови», г. Ставрополь были исследованы учетные карточки доноров, а также в качестве исследуемого материала использовалась кровь и сыворотка этих доноров. Кровь исследовалась для анализа изменений ее компонентов при воздействии различных эндогенных и экзогенных факторов. Полученные данные анализировались при каждой кроводаче.

В исследовании принимали участие 28 женщин. Доноров разделили на 3 группы по возрасту с интервалом примерно в 10 лет. Поскольку большинство из них получают звание «Почетный донор России» к 40 годам (при кроводачах и смешанных донациях), то в 1 группу определили доноров до 40 лет. Медиана их возраста составила 33 лет. Во 2 группу включили лиц 41–50 лет (медиана = 44) и в 3–51 и более лет (медиана = 55). Количество донаций во всех группах было практически одинаковым

Методы исследования включали: общеклинические (сбор анамнестических данных, анкетирование); лабораторные методы исследования (Автоматический гематологический анализатор Abacus Junior). Исследование крови проводилось за период 2003–2012г. У кадровых доноров с помощью разработанной автоматизированной системы, основанной на базе данных, созданной в программе Microsoft Excel-2003. Для этого были созданы диалоговые окна, позволяющие вносить в соответствующие поля все данные о доноре, его обследовании и изменении иммунологических показателей. Графические изображения результатов были сделаны с использованием программы Microsoft Excel 2003 из пакета Microsoft Office XP. Полученные данные подверглись обработке с помощью методов математической статистики с использованием Microsoft Excel.

Автоматический гематологический анализатор Abacus Junior (18 параметров) предназначен для подсчета клеток крови, который обеспечивается так называемым методом Культера, или кондуктометрическим методом, при котором клетки проходят через апертуру малого размера, а так же для измерения гемоглобина фотометрическим методом.

Анализатор может выполнять 30 тестов в час. Пробы могут иметь данные о пациенте и дополнительные параметры. Также с этими данными сохраняются полные гистограммы клеток крови. Гематологический анализатор имеет графический жидкокристаллический дисплей, пленочную клавиатуру из 24 клавиш, включая 6 программируемых кнопок 9 с иконками), 6 функциональных кнопок (наж ЖК-дисплеем) и кнопку START. Автоматический гематологический анализатор Abacus Junior может выдавать результаты на внешний принтер (параллельный порт) или в его корпус может устанавливаться, поставляемый за отдельную плату, модуль встроенного принтера. Встроенная плата обеспечивает хранение 1000 записей с полными гистограммами и индивидуальными данными пациентов. В результате проведенного нами исследования были выявлены некоторые особенности изменения в периферической крови и плазме в зависимости от возраста доноров, изучена динамика изменения количества некоторых компонентов крови за период с 2003 по 2013г. Установлены некоторые частные и групповые особенности изменения состава крови под воздействием эндогенных и экзогенных факторов у доноров Ставропольского края.

Результаты статистического анализа, особенностей изменения компонентов крови в группах, выделенных, в зависимости от возраста женщин представлены в таблице 1/

Были обработаны данные 23 донора женщин различного возраста. Максимальный возраст донора составил 60 лет. Самого молодого 28 лет. Средний возраст доноров $45 \pm 3,5$ лет.

Доноры объединены в группы соответствующие физиологическому возрасту. В возрастной группе <40 лет гемоглобин составил $136,4 \pm 0,9$ г/л, ретикулоциты $(0,67 \pm 0,1) \times 10^9$ /л, тромбоциты составили $(255,2 \pm 3,8) \times 10^9$ /л, СОЭ $5,9 \pm 0,2$ мм/ч, белок $71,1 \pm 0,5$ г/л, и альбумин $40,3 \pm 0,5$ г/л. В возрастной группе 41–50 год гемоглобин составил $134,6 \pm 1,0$ г/л, ретикулоциты $(0,7 \pm 0,2) \times 10^9$ /л, тромбоциты $(261,8 \pm 5,5) \times 10^9$ /л, СОЭ составил $6,17 \pm 0,2$ мм/ч, белок $71,7 \pm 0,5$ г/л, альбумин $40,1 \pm 0,6$ г/л. В возрастной группе > 51 года гемоглобин

составил $134,6 \pm 0,6$ г/л, ретикулоциты $(0,67 \pm 0,1) \times 10^9$ /л, тромбоциты $(252,9 \pm 2,6) \times 10^9$ /л, СОЭ составил $6,3 \pm 0,1$ мм/ч, белок $70,8 \pm 0,3$ г/л, и альбумин $40,1 \pm 0,3$ г/л.

Таблица 1.

Клеточные элементы доноров женщин	Возраст доноров по группам		
	<40 лет (n=6)	41-50 лет (n=9)	>51 года (n=13)
Гемоглобин (г/л)	$136,4 \pm 0,9$	$134,6 \pm 1,0$	$134,6 \pm 0,6$
Ретикулоциты ($\times 10^9$ /л)	$0,67 \pm 0,1$	$0,7 \pm 0,2$	$0,67 \pm 0,1$
Тромбоциты ($\times 10^9$ /л)	$255,2 \pm 3,8$	$261,8 \pm 5,5$	$252,9 \pm 2,6$
СОЭ (мм/ч)	$5,9 \pm 0,2$	$6,17 \pm 0,2$	$6,3 \pm 0,1$
Белок (г/л)	$71,1 \pm 0,5$	$71,7 \pm 0,5$	$70,8 \pm 0,3$
Альбумин (г/л)	$40,3 \pm 0,5$	$40,1 \pm 0,6$	$40,1 \pm 0,3$

Согласно этим данным с увеличением возраста женщин наиболее выраженным изменениям подвергается гемоглобин и тромбоциты. Отмечается, что с увеличением возраста доноров женщин происходит явное снижение этих показателей. У доноров <40 лет гемоглобин составлял $136,4 \pm 0,9$ г/л. К 41-50 годам гемоглобин снизился до $134,6 \pm 1,0$ г/л. В возрастной группе 40-55 лет гемоглобин составлял $134,6 \pm 0,6$ г/л. Что касается тромбоцитов, в группе <40 лет составлял $(255,2 \pm 3,8) \times 10^9$ /л. В возрастной группе 41-50 лет тромбоциты повысились до $(261,8 \pm 5,5) \times 10^9$ /л. И к 40-55 годам тромбоциты составили $(252,9 \pm 2,6) \times 10^9$ /л. Незначительно наблюдается повышение СОЭ, где в первой группе было установлено $5,9 \pm 0,2$ мм/ч, в второй группе $6,17 \pm 0,2$ мм/ч, а в третьей уже $6,3 \pm 0,1$ мм/ч. Наблюдается небольшое снижение содержания белка. В первой группе белок составил $71,1 \pm 0,4$ г/л; второй группе белок составил $71,7 \pm 0,4$ г/л; в третьей группе наблюдается незначительное его снижение до $70,8 \pm 0,2$ г/л.

При сравнении данных компонентов крови в возрастных группах <40 лет, 41-50 лет и >40 лет критерий Стьюдента равен 2,23 достоверность различий (p) меньше 0,05, что считается удовлетворительным показателем.

Выводы

С увеличением возраста женщин наиболее выраженным изменениям подвергается гемоглобин и тромбоциты. Отмечается, что с увеличением возраста доноров женщин происходит явное снижение этих показателей.

Библиографический список

1. Социальный портрет доноров плазмы для фракционирования. «Здравоохранение РФ», № 5, 2010г., стр. 40-46
2. Тенденция развития службы крови. «Здравоохранения РФ» №2, 2008г. Стр. 6-10
3. Жибурт Е.Б. Трансфузиология: учебник. – СПб: Питер, 2002. – 176 с., ил.
4. Руководство по приготовлению, использованию и гарантии качества компонентов крови. – 8-е издание. – Совет Европы, 2002. – 203 с., ил.

FEATURES CHANGES IN PERIPHERAL BLOOD AND PLASMA DEPENDING ON AGE WOMEN DONORS

Smirnova ON, Smirnov AA, Suchkova EA, Komarova VV, Truskova KG
FGAOU VPO "North Caucasian Federal University», miss.smirnovaon @ yandex.ru

An important component to ensure security immunoserological gemokomponentnoy therapy studies are performed in a group of donors who were awarded the badge "Honorary Donor of Russia ." One of the stages of the program is to secure donations , primarily health check donor contingent , as well as the influence of various factors on the change in the composition of blood. As a result of our study revealed some peculiarities of changes in the peripheral blood and plasma donors , depending on age , studied the dynamics of change in the number of certain blood components for the period from 2003 to 2013. Installed some private and group identities change in the composition of blood under the influence of endogenous and exogenous factors in donors Stavropol Territory. According to data obtained with increasing age women, the most prominent changes is exposed hemoglobin and platelets. It is noted that with increasing age there is an obvious donor women to reduce these figures.

БИОИМПЕДАНСНАЯ ОЦЕНКА УРОВНЯ ГЕМАТОКРИТА В ПРОБЕ КРОВИ

Чистякова И.Б., Акулов С.А., Федотов А.А.

Самарский государственный аэрокосмический университет, sakulov1981@ssau.ru

Измерение концентрации форменных элементов крови играет важную роль при контроле состояния организма при анемических состояниях и травматических кровопотерях, а также при мониторинге состояния в условиях палат реанимации и интенсивной терапии. Основным показателем степени кровопотери организма является уровень гематокрита, определяемый как отношение объема форменных элементов (нерастворимых клеток крови) к общему объему крови. Гематокрит измеряется в относительных единицах или процентах. У взрослых здоровых людей гематокрит колеблется в пределах 36-54 % (у мужчин – 40-54 %, у женщин – 36-47 %), в то время как у новорожденных он может достигать 62 %, а при критических состояниях – до 20% [1].

В настоящее время наиболее распространены следующие методы определения уровня гематокрита [2]:

1. **Метод центрифугирования.**
2. **Метод полного подсчета всех клеток крови в заданном объеме.**
3. **Вычисление уровня гематокрита по концентрации гемоглобина.**
4. **Определение уровня гематокрита на основании измерения проводимости крови.**

Однако использование данных методов для мониторинга состояния пациентов затруднено, в основном из-за большого времени анализа.

Предложен метод определения уровня гематокрита, основанный на биоимпедансных исследованиях пробы крови. При снижении уровня гематокрита отмечается изменение составляющих импеданса крови и сдвиг частотной характеристики импеданса в область более высоких частот.

Для проведения экспресс-оценки характеристик биоимпеданса используется метод анализа переходной функции импеданса [3]. В рассматриваемом случае в качестве переходной функции импеданса рассматривается реакция исследуемого объекта на тестовое воздействие. В случае определения частотной характеристики импеданса в качестве тестового воздействия используется ступенчатый ток, в качестве реакции – напряжение, возникающее на исследуемом объекте. После время-частотного преобразования данных частотная характеристика импеданса может быть преобразована в передаточную функцию импеданса. Операторный импеданс рассматривается в пространстве моделей, характеризующих электрические свойства многокомпонентных биологических тканей, что позволяет перейти к электрическим эквивалентам ее составляющих и, в частности, к структурной оценке исследуемых тканей [4]. Метод пространства состояний [5] позволяет представить модель, полученную в виде передаточной функции, в виде системы дифференциальных уравнений первой степени относительно переменных состояния, часто имеющих вполне определенный биофизический смысл.

В настоящей работе для определения выражения для операторного импеданса использован вычислительный метод прямой подгонки E.Levy [6], определяющий с заданной точностью операторный импеданс по данным частотной характеристики в виде отношения полиномов:

$$Z(s) = N(s)/D(s) \quad (1)$$

Если предположить, что корни знаменателя различны, то выражение для операторного импеданса может быть приведено к дробно-рациональному виду:

$$Z(s) = d_0 + \sum_{i=1}^n c_i / (s - a_i) \quad (2)$$

где $d_0 = \lim_{s \rightarrow \infty} z(s)$, a_i, c_i - постоянные коэффициенты.

Соотношение между напряжением и током в операторной форме:

$$U(s) = d_0 \cdot I(s) + \sum_{i=1}^n I(s)c_i / (s - a_i) \quad (3)$$

Образует n – мерный вектор состояния:

$$q_i = I(s)/(s - a_i) \quad (4)$$

Тогда переходя от изображений к оригиналам из (3) с учетом (4) получаем модель процессов описывающих явление биоэлектрического импеданса с помощью уравнений вход – состояние – выход:

$$\begin{cases} Q' = A Q + i(t) \\ u(t) = C Q + d_0 i(t) \end{cases}, \quad Q = \begin{bmatrix} q_1 \\ \vdots \\ q_n \end{bmatrix}, A = \begin{bmatrix} a_1 & \dots & 0 \\ 0 & \dots & a_i & \dots & 0 \\ 0 & \dots & a_n \end{bmatrix}, C = [c_1 \dots c_n] \quad (5)$$

Модель связывает входной ток, протекающий по исследуемому объекту, и выходное напряжение, регистрируемое на нем, через переменные состояния Q , которые, как нетрудно видеть, имеют размерность электрического заряда.

Коэффициент d_0 в рассматриваемой задаче имеет размерность сопротивления и представляет частотно-независимую составляющую импеданса, то есть отражает свойства тканей, имеющих чисто активное сопротивление.

Каждое из дифференциальных уравнений (5), содержащих переменную состояния q_i , описывает инерционный процесс формирования напряжения при изменении тока. Таким образом, переменная состояния характеризует импедансные свойства структур тканей, обладающих резистивно-емкостным сопротивлением. Эти уравнения, имеющие аperiodические решения, описывают прохождение электрического тока через параллельное соединение активного и емкостного сопротивления.

Таким образом, схема моделирования, отвечающая уравнению (5), имеет вид электрической эквивалентной схемы, изображенной на Рис.1. Параметры модели R_i , C_i могут быть найдены из значений коэффициентов d_0 , a_i , c_i .

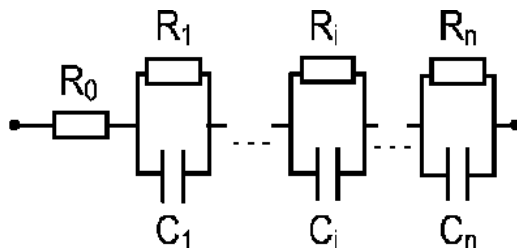


Рисунок 1 - Модель импеданса в виде эквивалентной электрической схемы

Данный метод позволяет существенно уменьшить погрешности оценки уровня гематокрита, связанные с характеристиками плазмы крови. При этом процесс измерения, т.е. воздействия на пробу крови, осуществляется в течение действия тестирующего импульса электрического тока, что позволяет получить быструю оценку уровня гематокрита.

Разработано устройство для экспресс-оценки уровня гематокрита крови, основанное на методе импульсной импедансометрии. Устройство включает измерительную ячейку, электроды, генератор измерительного тока, усилитель, микроконтроллер и устройство индикации результатов измерений.

Для начала исследования электроды, образующие тетраполярную измерительную систему, опускаются на фиксированную глубину в измерительную ячейку, содержащую анализируемую кровь. Измерительный ток с генератора измерительного тока поступает на электроды и вследствие прохождения через кровь вызывает падение напряжения, регистрируемое усилителем. С выхода усилителя напряжение, несущее информацию о величине импеданса исследуемой крови, поступает на микроконтроллер, где вычисляется полное комплексное сопротивление исследуемой крови. Полученные частотные характеристики для проб крови с различным уровнем гематокрита показаны на Рис.2.

Для крови, имеющей многокомпонентную структуру, зависимость импеданса от частоты носит сложный характер. Для «низких» частот (< 1 Гц) абсолютная величина импеданса составляет единицы кОм и слабо зависит от частоты; далее для «средних» частот (1-20 Гц) происходит спад импеданса до уровня десятков Ом, а затем, при увеличении частоты в области более «высоких» частот импеданс изменяется слабо.

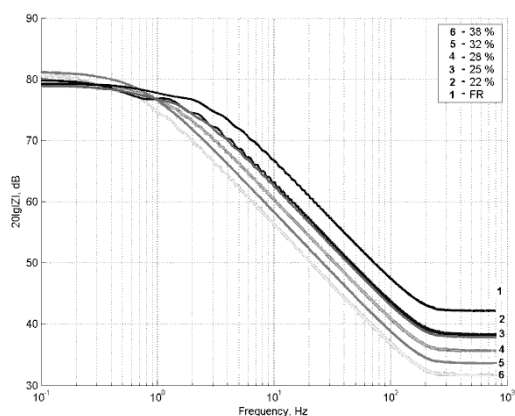


Рис.2

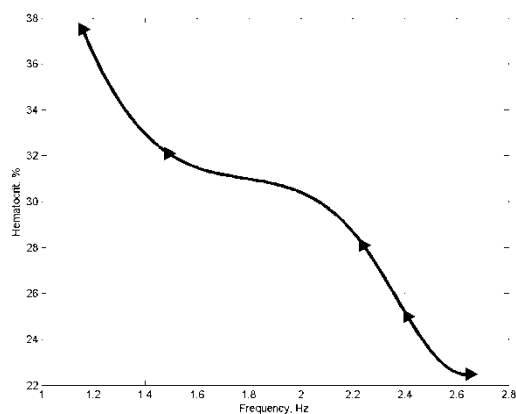


Рис.3

Рисунок 2 - Частотные характеристики модуля импеданса проб крови с различным уровнем гематокрита: 1 – физиологический раствор, 2 – 22 %, 3 – 25 %, 4 – 28 %, 5 – 32 %, 6 – 38 %

Рисунок 3 - Зависимость уровня гематокрита от характеристической частоты модели биоэлектрического импеданса

Количество переменных состояния модели (5) определяет количество параллельно соединенных элементов R и C (Рис.1). При выборе ошибки аппроксимации экспериментальной частотной характеристики

более 10% число переменных состояния модели уменьшается. Так, для $n = 1$ полученная модель состоит из трех элементов (Рис. 4). По своей структуре она отличается от вида трехэлементной модели Hanaí [7], однако, их частотные характеристики при определенных соотношениях элементов совпадают, так как описывают один и тот же процесс.

Параметры модели импеданса в виде эквивалентной электрической схемы для экспериментальных частотных характеристик сведены в таблицу 1.

Таблица 1 - Параметры модели импеданса пробы крови для различных уровней гематокрита

Уровень гематокрита, %	R0, Ом	R1, кОм	C1, мкФ
0 %	130	7,83	5,03
22,5 %	85	8,83	6,52
25 %	63	10,04	6,93
28 %	56	11,17	7,32
32 %	47	11,84	9,04
38 %	39	12,55	10,91

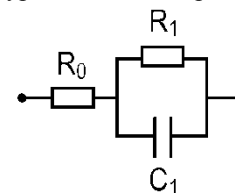


Рис.4

Рисунок 4 - Электрическая эквивалентная схема замещения крови.

На основании полученных параметров модели были рассчитаны характеристические частоты эквивалентных схем замещения и построена зависимость уровня гематокрита от характеристической частоты эквивалентной схемы замещения (Рис. 3). Полученная зависимость, аппроксимированная кубическими сплайнами, может быть использована для расчета уровня гематокрита в пробе крови по величине характеристической частоты. Данные результаты позволяют сделать вывод о возможности использования данного метода для экспресс-оценки уровня гематокрита крови при неотложной помощи и в условиях палат реанимации и интенсивной терапии.

Библиографический список

1. Soldin SJ, Rifai N, Hicks JMB. Biochemical Basis of Pediatric Disease. Second ed. Washington DC: AAC Press, 1995: 5.
2. Jacobs DS, Kasten BL Jr, Demott WR *et al.* Laboratory Test Handbook. Second ed. Hudson, Cleveland: Lexi-comp inc, 1990: 490-91.
3. Акулов С.А., Калакутский Л.И. Оценка частотной характеристики биоэлектрического импеданса тканей методом анализа переходных функций. XIII Международная научно-практическая конференция студентов, аспирантов и молодых ученых «Современные техника и технологии» / Сборник трудов в 3-х томах. Т.1. – Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2007.
4. R.Bragos, E.Sarro, H.Estruch, J.Farre, J.Cairo, A.Bayes-Genis *at al.* Cell growing and differentiation monitoring system using electrical bioimpedance spectroscopy measurement on interdigitated microelectrodes The 3rd European Medical and Biological Engineering Conference November 20 – 25, 2005, EMBEC'05 Prague, Czech Republic IFMBE Proc. 2005 11(1)
5. Лоцилов В.И., Калакутский Л.И. Биотехнические системы электростимуляции. - М.: МГТУ, 1991. - 168 с.
6. Transfer function synthesis as a ratio of two complex polynomials Sanathanan, C.; Koerner, J. Automatic Control, IEEE Transactions on Volume 8, Issue 1, Jan 1963 Page(s): 56 - 58
7. S. W. Smyet, H. M. Nonvoedt, T Buurt, M Bradbury and J T Brocklebank Comparison of extra-cellular fluid volume measurement in children by $^{99}\text{Tc}^m$ -DPTA clearance and multi-frequency impedance techniques Physiol. Meas. 15 (1994) 251-260.

BIOIMPEDANCE ESTIMATION OF HEMATOCRIT LEVEL IN BLOOD SAMPLE

Chistyakova I.B., Akulov S.A., Fedotov A.A.

Samara State Aerospace University, sakulov1981@ssau.ru

Effective express diagnostic methods are need for hematocrit monitoring. Method, based on investigations of bioelectrical impedance of blood seems more interest. With alteration of plasma volume, the character of bioelectrical impedance of blood changes. Methods of measuring of the complex impedance of blood at the different frequencies of alternating current have uncertainties, specified by changing of electrolytes and proteins concentration in plasma.

Method of hematocrit estimation, based on definition of frequency characteristic of bioelectrical impedance of blood sample by testing affection impulse is offered. After time-to-frequency transformation of obtained data, transfer function is contemplated in state space, which describes the electrical properties of different components of biological tissues. So, the electrical equivalents of this biological tissues, and specifically hematocrit, can be

obtained. This approach allows decreasing the uncertainties, stipulated by electrolytic characteristics of plasma. The same time, measuring process lasts for parts of a second and this makes possible to estimate the hematocrit rapidly.

Measurements were performed for different blood samples with hematocrit 22-38 %. Frequency characteristics of the bioelectrical impedance for the different hematocrit levels were obtained.

◆

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ДЕРМАТОГЛИФИЧЕСКИХ ПРЕДИКТОРОВ ПАТОЛОГИИ РАЗВИТИЯ ПОЛОВЫХ ОРГАНОВ У ЖЕНЩИН

Спиридонов И.Н., Нехина А.А., Готье М.С., Дегтярев Д.Н.

МГТУ им. Н.Э.Баумана и Научно-исследовательский центр акушерства и гинекологии им. В.И. Кулакова.
ins@ri7.bmstu.ru, aanekhina@gmail.com, marina.gautier@gmail.com, d_degtiarev@oparina4.ru.

Введение

В настоящее время частота встречаемости патологии половых органов составляет 2—3% и в последние годы наблюдается отчетливая тенденция к увеличению частоты выявления подобной патологии [5]. К развитию патологии половых органов может привести сочетание следующих факторов: наследственность, работа на вредном производстве, действие различных токсических веществ во время беременности на мать и на ребенка и т.д. В случае врожденной природы патологии ее можно диагностировать с помощью анализа информативных морфогенетических вариантов (ИМВ) - фенотипических признаков нарушений пренатального морфогенеза органа [3]. Гребешковая кожа кончиков пальцев рук человека являются ИМВ, удобным для исследований благодаря наличию доступных средств регистрации и сформировавшемуся комплексу количественных и качественных особенностей гребешковой кожи – дерматоглифическим параметрам [4]. Целью данной работы является установление взаимосвязи дерматоглифики, как генетического маркера нарушения эмбрионального развития, и наличия заболевания половых органов у женщин. В ходе работы сравнивались значения комплекса дерматоглифических параметров исследуемой и контрольной группы, на основании чего формировался комплекс дерматоглифических параметров, информативных при определении наличия патологии половых органов. Для установления наличия статистически значимых различий применялись критерий Манна-Уитни и методы вычислительной диагностики. Наличие информативных дерматоглифических параметров для патологии половых органов позволит своевременно выбирать средства и методы лечения и формировать программу профилактики здоровья.

Врожденная патология развития половых органов у женщин

Врожденные пороки развития женских половых органов составляют 4,0% всех врожденных аномалий развития, и в последние годы наблюдается отчетливая тенденция к увеличению частоты выявления пороков развития различных органов и систем [2]. Частота встречаемости врожденной патологии половых органов среди оперированных больных равна 2,7% [5]. Различные формы пороков развития матки и влагалища клинически могут проявляться в пубертатном периоде, с началом половой жизни или после начала ее в связи с бесплодием, но все они требуют своевременной клинико-инструментальной диагностики и соответствующей хирургической коррекции [6].

Диагностика пороков развития матки и (или) влагалища представляет значительные трудности, что приводит к ошибкам в распознавании заболевания. Следствием диагностических ошибок является выполнение необоснованных, порой радикальных хирургических вмешательств у 24-34,0% пациенток, особенно при пороках развития, сопровождающихся нарушением оттока менструальной крови [10]. Диагностика различной патологии внутренних половых органов у детей остается достаточно сложной еще и потому, что такие дополнительные методы исследования, как лапароскопия, гистеросальпингография, гистероскопия, не всегда применимы у девочек.

В настоящее время ведется работа по поиску неинвазивного метода диагностики патологии развития половых органов для своевременного оказания необходимой медицинской помощи. В силу того, что влияние внешних факторов в период внутриутробного развития является одной из причин возникновения патологии развития половых органов у женщин, а влияние тератогенного фактора может быть отражено в особенностях фенотипа с помощью ИМВ, актуальной задачей является поиск маркера, позволяющего установить наличие врожденной патологии развития половых органов у женщин.

Использование дерматоглифики как информативного морфогенетического варианта

Морфогенез гребешковой кожи происходит с 6 по 17 неделю развития эмбриона [7]. Формирование половых органов происходит в первые недели беременности, а интенсивное их развитие отмечается с 8 по 12 неделю развития эмбриона, патология развития половых органов формируются в указанные сроки внутриутробной жизни. На основании этого возможно сделать предположение об использовании дерматоглифических параметров в качестве маркера нарушения внутриутробного развития систем и органов, протекающего в сроки развития гребешковой кожи. Дерматоглифические параметры в большинстве своем имеют структурное разнообразие и высокую индивидуальную и групповую изменчивость, отличаются относительной простотой и доступностью, т.е. по морфогенетической природе соответствуют статусу ИМВ [7].

Комплекс дерматоглифических параметров (КДП) как морфогенетического маркера к настоящему времени достаточно изучен [1], чтобы обеспечить научно обоснованное использование его для диагностирования наследственных заболеваний.

Материалы и методы

Формирование исследуемой и контрольной групп

Исследуемая группа сформирована пациентками отделения детской гинекологии Научно-исследовательского центра акушерства и гинекологии им. В.И. Кулакова, объем выборки составляет 21 дактилокарту (далее *группа 1*). Все испытуемые верифицированной группы имеют патологию развития половых органов, основной диагноз - удвоение или аплазия матки, аплазия или замкнутое влагалище. Контрольная группа сформирована студентками и сотрудниками МГТУ им. Н.Э. Баумана, объем выборки составляет 22 дактилокарты, данные о патологии развития половых органов отсутствуют (далее *группа 2*).

Дерматоглифические изображения испытуемых верифицированной и контрольной группы зарегистрированы и обработаны с помощью аппаратно-программного комплекса «Малахит». Для каждого дерматоглифического исследования определен комплекс дерматоглифических параметров (КДП).

Для определения информативности дерматоглифических параметров были использованы статистические методы и методы вычислительной диагностики [8]. В связи с отсутствием информации о характере распределения выборки, в работе используется критерий Манна-Уитни, являющийся непараметрическим аналогом теста Стьюдента. Также были применены методы вычислительной диагностики для качественных признаков, таких как наличие радиальных петель.

Результаты

Дерматоглифические признаки, информативность которых оценивалась в данной работе; расчетные значения уровня значимости, а также вывод об информативности данного признака приведены в Таблице 1.

Таблица 1 - Информативность дерматоглифических параметров.

Признак	Расчетный уровень р	Информативность признака с уровнем значимости 0.1
Узорная асимметрия	0,005	информативен
Гребневая асимметрия	0,38	не информативен
Тотальный ГС	0,34	не информативен
ГС правой руки	0,72	не информативен
ГС левой руки	0,94	не информативен
S_x ГС одноименных пальцев рук	0,07	информативен
ДИ	0,48	не информативен
ДИ/ТГС	0,09	информативен
Число радиальных петель	$D_k=4,4; I_k=1,4; r=0,3; t=1,4$	информативен

С уровнем значимости 0,1 существуют различия в двух группах по:

- 1) числу узорных асимметрий;
- 2) S_x ГС одноименных пальцев;
- 3) значению ДИ/ТГС;
- 4) числу радиальных петель.

Заключение

На основании соответствия времени развития половых органов и гребешковой кожи, в данной работе исследовалась взаимосвязь особенностей дерматоглифики и наличия патологии развития половых органов у женщин. Были измерены значения дерматоглифических параметров, характеризующих структуру и форму гребешковой кожи отпечатков пальцев. С помощью статистических методов и методов вычислительной диагностики была определена значимость таких дерматоглифических параметров, как тип и локализация узора, гребневой счет и параметры выборки ГС для определения наличия патологии развития половых органов. На основании расчета статистической значимости различий между исследуемой и контрольной группой был определен комплекс дерматоглифических параметров, информативных для определения патологии развития половых органов у женщин.

Библиографический список

1. Абрамова Т.Ф. Пальцевая дерматоглифика и физические способности, докт. дис. работа, 2003, Москва.
2. Адамян Л.В., Кулаков В.И., Хашукоева А.З. Пороки развития матки и влагалища. М.: Медицина, 1998. - 327 с.

3. Аполлонова И.А. Биотехническая лазерная система дерматоглифической диагностики, канд. дис. работа, Москва.
4. Гусева И. С. Морфогенез и генетика гребешковой кожи человека. Минск: Беларусь, 1986. - 158с.
5. Коколина В.Ф. Детская гинекология. МИЯ. М., 2001. - С. 299300.
6. Кулаков В.И. Ультразвуковая диагностика в гинекологии детского и подросткового возраста / Кулаков В.И., Кузнецова М.Н., Мартыш Н.С. М.: Медицина, 1997. - 112 с.
7. Спиридонов И. Н. Медицинские и социальные аспекты дерматоглифической и иридоскопической диагностики //Сознание и физическая реальность. 1999. - Т.А; №1. - С.68-70.
8. Спиридонов И. Н. Основы статистической обработки медико-биологической информации. Учебн.пособие.-М.,МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2000.
9. Солониченко В. Г, Делоне Н.Л., Адаптивные фенотипы человека и аналитическая дерматоглифика //Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2003. -№11. -С.16-18.
10. Уварова Е.В., Медико-социальные аспекты репродуктивного здоровья современных девочек России / Е.В. Уварова // Репродуктивное здоровье детей и подростков. 2006. - № 4.- С. 10-15

DEFINITION OF THE DERMATOGLYPHIC PREDICTORS OF THE FEMALE GENTAL DEVELOPMENT PATHOLOGY

Spiridonov I.N., Hekhina A.A., Gotie M.S., Degtyarev D.V.

Currently, the incidence of the reproductive organs development pathology in women is 2-3% and in recent years there has been a clear tendency to increase the detection rate of such pathology. Currently, work is underway to search for noninvasive diagnostic of reproductive organs development pathology for the timely provision of necessary medical assistance. Dermatoglyphic study can be used to identify the risks of hereditary or congenital abnormalities of reproductive organs. The differences between dermatoglyphic parameters of women with pathology of the reproductive organs development pathology and dermatoglyphic parameters of the control group of women were investigated in the article. The digital method of fingerprints registration was used. Values of the dermatoglyphic parameters complex of studied and control groups are determined. Application of statistical methods allowed us to identify a set of dermatoglyphic parameters that are statistically significant different for the two groups.

О ПРИМЕНЕНИИ МЕТОДИКИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВАРИАбельНОСТИ РИТМА СЕРДЦА ДЛЯ ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ ЯЗВЕННОЙ БОЛЕЗНИ И ИДИОПАТИЧЕСКИХ ЯЗВ

Чижиков Д.А.¹, Фомин Л.Б.², Борисов В.И.³

1 - ГБУЗ ВО «Гороховецкая ЦРБ», Dmach@ yandex.ru ,

2 - ГБОУ ВПУ «Нижегородская государственная медицинская академия» Минздравсоцразвития РФ;
reff@pochta.ru ,

3 - ГБОУ ВПУ «Нижегородская государственная медицинская академия» Минздравсоцразвития РФ,
viborissov@mail.ru

Язвенная болезнь желудка и двенадцатиперстной кишки (пептические язвы - peptic ulcer) является одним из распространенных заболеваний. Ею страдают от 2% до 10% взрослого населения [1]. В отечественной литературе принято разделять собственно язвенную болезнь и симптоматические язвы [4]. В зарубежной литературе вместо термина «симптоматические» чаще применяется термин идиопатические язвы (ИЯ). Язвенная болезнь и ИЯ во многом сходны по своим клиническим проявлениям, но подходы к их лечению различны.

Ведущим фактором, вызывающим идиопатические язвы является стресс. По последним данным сейчас во всем мире наблюдается рост идиопатических язв (ИЯ), которые не связаны с общепринятыми причинами этой патологии:

- микроорганизмы вида *Helicobacter pylori*
- нестероидные противовоспалительные средства (НПВС) [10].

Доля ИЯ от общего количества язвенных заболеваний сейчас составляет по разным данным 10-30%. Подтверждением влияния стресса на возникновение пептических язв являются наблюдения за динамикой частоты возникновения язв до и после землетрясения в Японии в 2011 году. Доля ИЯ в Японии увеличилась в 2011 по сравнению с 2010г с 13% до 24% [9]. Из этих данных вытекает настоятельная потребность оценивать уровень стресса на разных этапах лечения гастроэнтерологических заболеваний.

Среди многих методов такой оценки уровня стресса у человека наиболее прост и общедоступен анализ **вариабельности ритма сердца (ВРС)**. Система кровообращения может служить индикатором адаптационных реакций целостного организма и стресса, в частности. Использование соответствующих методов анализа позволяет оценить и результат адаптационной реакции организма, и степень участия в этой реакции различных уровней и звеньев регуляторных механизмов [2, 3].

Метод **ВРС** основан на распознавании и измерении временных интервалов между **R**-зубцами ЭКГ (**R-R**-интервалы), построении динамических рядов кардиоинтервалов и последующего анализа полученных числовых рядов различными математическими методами.

Математический аппарат анализа ВРС включает целый комплекс методов — статистическую оценку ряда кардиоинтервалов, в том числе стандартные методы описательной статистики (вычисление среднеквадратичного отклонения, коэффициента вариации и других характеристик ряда) и методы оценки распределения (вариационная пульсометрия); скаттерографию; методы цифровой фильтрации; спектральный анализ и др.

В настоящее время определение параметров ВРС признано наиболее информативным неинвазивным методом количественной оценки вегетативной регуляции сердца [7]. Оно помогает изучить взаимоотношения мозга и внутренних органов, увеличить понимание стресса и здоровья. Соотношение низких частот к высоким частотам (LF/HF) используется в качестве индекса симпатико-парасимпатического баланса [8].

Применение анализа ВРС может иметь большие перспективы при патологии желудочно-кишечного тракта. Нейрогенные структуры такие как вегетативная нервная система, корково-подкорковые образования, ретикулярная формация играют важную роль в формировании гастродуоденальной патологии. Вегетативная нервная система оказывает влияние как на моторику ЖКТ, так и на показатели секреции желудочного сока [5].

Работ же по изучению вегетативного гомеостаза с помощью оценки спектральных характеристик вариабельности ритма сердца при гастродуоденальной патологии немного как в отечественной, так и в зарубежной литературе [6].

В связи с вышесказанным, цель нашего исследования состояла в изучении особенностей вегетативной регуляции с помощью спектрального анализа ВРС для возможности проведения дифференциальной диагностики язвенной болезни, и ИЯ при локализации патологии в двенадцатиперстной кишке. По нашему мнению такое исследование является в настоящее время актуальным в связи с тем, что распространенность язвенной болезни двенадцатиперстной кишки в 4-20 раз выше по сравнению с язвенной болезнью желудка [1].

Материалы и методы

Анализ ВРС осуществлялся путём обработки электрокардиограмм, полученных с помощью компьютерного электрокардиографа «ВНС-Ритм» программы «Поли-Спектр» фирмы «Нейрософт» (г. Иваново, Россия, 2012 года выпуска), согласно рекомендаций рабочей группы Европейского общества кардиологов и Северо-Американского общества кардиостимуляции и электрофизиологии (1996) [7].

Программа «Поли-Спектр» позволяет получать данные о следующих показателях ВРС:

HR – (Heart Rate). Частота сердечных сокращений. Отражает влияние на первичный генератор сокращений сердца (т.н. синусовый узел) как симпатического отдела вегетативной нервной системы (физиологическая задача - «борьба и бегство», поддержание реакции стресса) так и парасимпатического отдела (задача – ассимиляция – восстановление энергозатрат организма от симпатической активации). Показатель HR преимущественно коррелирует с симпатической активностью.

I. Методы временной области – опираются на статистические методы.

- SDNN – Standart Deviation NN-intervals – стандартное отклонение интервалов между ударами сердца. Отражает как парасимпатические (преимущественно), так и симпатические влияния.
- RMSSD - квадратный корень из суммы квадратов разностных значений (Root Mean Square of the Successive Differences).
- pNN50 - число разностей, значения которых выше чем 50 миллисекунд, в процентах от общего числа интервалов.

Считается, что RMSSD, pNN50 изменяются однонаправленно и отражают синусовую аритмию, связанную с дыханием. Определяются влиянием парасимпатического отдела.

II. Корреляционная ритмография или скаттерография.

Скаттерограмма - метод графического представления динамического ряда кардиоинтервалов в виде "облака" путем построения ряда точек в прямоугольной системе координат. При этом по оси ординат откладывается – каждый текущий R-R интервал, а по оси абсцисс – каждый последующий R-R интервал. Определяются следующие параметры:

- S - площадь "облака".
- L – длина "облака".
- L/w – соотношение длины "облака" к его ширине.

III. Вариационная пульсометрия.

Сущность вариационной пульсометрии заключается в получении закона распределения кардиоинтервалов как случайных величин. Для этого строится кривая распределения - гистограмма. По данным вариационной пульсометрии вычисляется ряд производных показателей.

- ВР - индекс вегетативного равновесия ($ИВР=АМ_0/X$); определяет соотношение симпатической и парасимпатической регуляции сердечной деятельности.
- ВПР - вегетативный показатель ритма ($ВПР=1/М_0 \times X$); позволяет судить о вегетативном балансе: чем меньше величина ВПР, тем больше вегетативный баланс смещен в сторону преобладания парасимпатической регуляции.
- ПАПР - показатель адекватности процессов регуляции ($ПАПР=АМ_0/М_0$); отражает соответствие между уровнем функционирования синусового узла и симпатической активностью.
- ИН - индекс напряжения регуляторных систем ($ИН=АМ_0/2 \times X \times М_0$); отражает степень централизации управления сердечным ритмом.

IV. Спектральный метод анализа ВСР

Применение спектрального анализа позволяет количественно оценить влияние на работу сердца различных регуляторных систем. LF/HF - отношение значений низкочастотного и высокочастотного компонента вариабельности сердечного ритма (характеризует симпато-парасимпатический баланс).

Обработка данных и статистический анализ производилась с помощью программы Microsoft Excel с использованием дисперсионного анализа. В качестве вероятности ошибки применялась величина $p < 0,01$.

Всего исследований ВРС выполнено у 275 человек, из них женщин - 153 (55,6%) и мужчин - 122 (44,4%). Возраст пациентов – от 10,5 до 88 лет, средний возраст – $52,9 \pm 15,9$ года. Большинство из них (209 чел.) имело подозрения на патологию пищевода, желудка и двенадцатиперстной кишки. 66 человек обследовано по другим причинам: профосмотры, обследование при направлении на операцию (гинекологическая патология, перед коронарографией и т.п.). В группу контроля (220 человек) нами включены лица, у которых по клинико-инструментальным данным не была выявлена язва двенадцатиперстной кишки.

Эндоскопическое исследование (видеоцентр АОНУА, модель VME, год выпуска 2012) проведено у 209 человек в связи с подозрением на патологию желудочно-кишечного тракта, а также по другим причинам.

Все пациенты с язвой двенадцатиперстной кишки обследовались на наличие *Helicobacter pylori*. Проводилось цитологическое исследование с окраской мазков по Романовскому-Гимзе, а также применялся иммунохроматографический метод – определение антител к *Helicobacter pylori* в периферической крови (HEXAGON H. PYLORI тест) [11, 12].

Результаты

Первый этап работы состоял в изучении информативности предложенного комплекса показателей ВРС на основе их статистического анализа. На втором этапе проверялись клинико-инструментальные сопоставления.

Статистический анализ выполнен для 17 показателей ВРС, получаемых с помощью программы «Поли-Спектр». Инструмент «Корреляция» пакета анализа программы Microsoft Excel 2010 выявил уровень их связей. Многие параметры оказались тесно связанными между собой, взаимозависимыми, имеющие одну основу, что делает использование многих параметров излишним. Например, SDNN коррелирует с RMSSD, pNN50, S, L, ВР на 80-94%; с ПАПР коррелирует на 93% ИН и т.п. Такие данные позволили упростить дальнейшие исследования за счет исключения ряда дублирующих показателей. Наиболее информативными были признаны показатели SDNN, LF/HF, L/w, ПАПР, ВПР и ВР. Они были использованы для дальнейшей работы.

На втором этапе вначале проверено совпадение инфицированности *Helicobacter pylori* и наличия язв по данным эндоскопического исследования. Результат: в группе больных с подтвержденным эндоскопически диагнозом язвы двенадцатиперстной кишки из 55 человек, Нр был выявлен у 30 человек; в группе без язвы двенадцатиперстной кишки из 50 обследованных *Helicobacter pylori* был выявлен у 21 человека. Выявленные различия не являются статистически достоверными ($p > 0,02$) что свидетельствует об отсутствии четкой связи инфицированности и наличия язвы.

Затем было проверена возможность использовать методику ВРС для диагностики язвенной болезни. Для этого сравнили показатели ВРС в двух группах: 1) больные с язвами двенадцатиперстной кишки любой этиологии и 2) контроль (см. табл. 1).

Эти данные и исследование с применением коэффициентов корреляции Пирсона между показателями ВРС и наличием у пациента язвы 12-перстной кишки позволило выявить, что наиболее тесно связан с фактом наличия язвы двенадцатиперстной кишки показатель соотношения LF/HF. Коэффициент корреляции Пирсона между фактом наличия язвы и изменением соотношения LF/HF равен 0,41. Корреляция между другими показателями ВРС и фактом наличия язвы была значительно ниже.

Таблица 1 - Сравнение показателей ВРС при язвенном поражении двенадцатиперстной кишки и контролем

	Все язвы (n=55)		Контрольная группа (n=220)	
	Среднее	Стандартное отклонение	Среднее	Стандартное отклонение
Мужчины	31		91	
Женщины	24		129	
Возраст	4 6,4	15	54,6	15,8
HR	8 4,6	13	74,1	14,8
SDNN	2 2,7	13,5	29,9	19,7
LF/HF	6	3,5	2,6	2,3
L/w	4 ,2	1,2	3	1,2
BP	0 ,1	0,1	0,2	0,2
ПАПР	1 18,2	71,6	97,2	61,9
ВПР	1 7,1	11,8	10,7	7,2

Таким образом, было обосновано применение соотношения LF/HF как наиболее чувствительного параметра ВРС при наличии язвы двенадцатиперстной кишки.

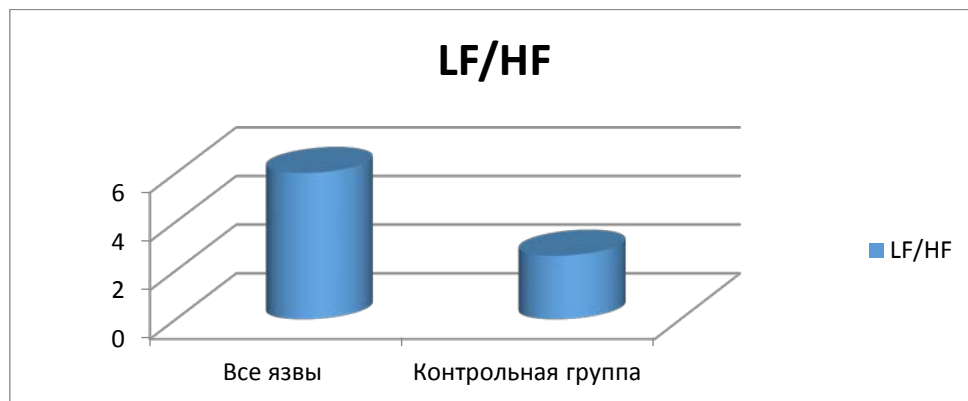


Рисунок 1 - Сравнение соотношения LF/HF в группе с язвой двенадцатиперстной кишки и в контрольной группе

В заключение проверены особенности ВРС у пациентов с язвой двенадцатиперстной кишки, подтвержденной эндоскопически (55 человек) внутри группы. Они были разделены на две группы в зависимости от результатов анализов на *Helicobacter pylori* группа Hр-положительная (30 человек) и группа Hр-отрицательная (25 человек). Данные об этой части исследования представлены в таблице 2.

Таблица 2 - Показатели ВРС у больных с язвенной болезнью двенадцатиперстной кишки в зависимости от наличия и отсутствия инфицированности *Helicobacter pylori* (соответственно Нр+ и Нр-)

Тип язвы	Язва Нр+		Язва Нр-	
	(n=30)		(n=25)	
Общая численность				
Мужчины	15		16	
Женщины	15		9	
	Среднее	Стандартное отклонение	Среднее	Стандартное отклонение
Возраст	46,1	17,6	46,8	11,3
HR	80,2	12,5	89,9	11,8
SDNN	27,6	15,5	16,9	7,2
LF/HF	3,3	1,7	9,1	2,1
L/w	3,6	0,8	5	1,2
BP	0,2	0,1	0,1	0
ПАПР	77,4	29,7	167,1	76,8
ВПР	14,6	12,7	20	10,1

Наиболее коррелирующим с фактом наличия язвы 12перстной кишки является соотношение LF/HF. Его изменение при разных состояниях и в контрольной группе показано на гистограмме:

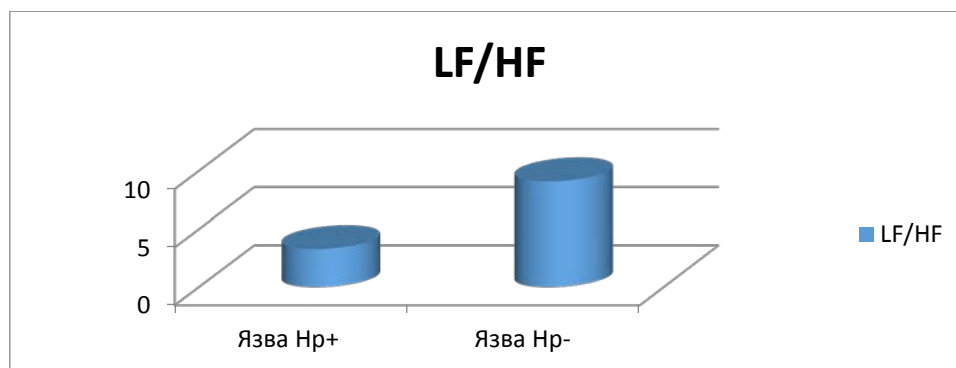


Рисунок 2 - Сравнение соотношения LF/HF в группах с Нр-положительной и с Нр-отрицательной язвой двенадцатиперстной кишки.

Для определения сопоставимости групп использовались методы дисперсионный анализ, критерий Стьюдента. Выявленные различия в значениях LF/HF между группой, включающей в себя все случаи язв двенадцатиперстной кишки (6,0) и контрольной группой (2,6) были статистически достоверными ($p < 0,001$). Еще более значимые различия в значении показателя LF/HF были внутри группы с язвами двенадцатиперстной кишки: в Нр-положительной(3,3) и Нр-отрицательной(9,1) - $p < 0,00001$.

Выводы

1. Методика анализа ВРС при помощи программы «Поли-Спектр» позволяет оценить особенности вегетативного управления у больных гастроэнтерологической патологией.
2. Специальный анализ позволил выделить комплекс наиболее оптимальных показателей, таких как SDNN, LF/HF, L/w, ПАПР, ВПР и BP.
3. Показано, что показатель LF/HF - наиболее информативен для анализа ВРС при заболеваниях ЖКТ (особенно язвы двенадцатиперстной кишки); вероятно, это связано с тем, что он отражает симпатико-парасимпатический баланс (и уровень стрессорной реакции пациента).
4. Соотношение LF/HF положительно коррелирует с наличием язвы двенадцатиперстной кишки.
5. ВРС при Нр-положительных и Нр-отрицательных различается высоко достоверно по соотношению LF/HF (при Нр-положительной LF/HF = 3,3 и при Нр-отрицательной LF/HF= 9,1), что говорит о выраженном дисбалансе ВНС в сторону преобладания тонуса симпатического отдела вегетативной нервной системы. Отсутствие связи с Нр дает основание назвать Нр-отрицательные язвы истинно «идиопатическими».

Заключение. На основании изложенного можно сделать вывод о возможности использования методики определения ВРС, а именно критерия LF/HF для дифференциальной диагностики между язвенной болезнью и идиопатическими язвами двенадцатиперстной кишки. Для идиопатических язв характерно значительное

увеличение значений LF/HF. Методика определения ВРС является неинвазивной, занимает мало времени - не более 10 минут на одного больного. Доказана высокая достоверность между данными ВРС и состоянием вегетативной нервной системы, что делает возможным применение определения ВРС для выделения из группы больных с язвами двенадцатиперстной кишки группу идиопатических язв с вероятным стрессовым характером язвы.

Библиографический список

1. Гастроэнтерология: национальное руководство / под ред. В.Т. Ивашкина, Т.Л. Лапиной. - М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. - 704с.
2. Агаджанян Н.А., Баевский Р.М., Берсенева А.П. Проблемы адаптации и учение о здоровье. -М.: Изд-во РУДН, 2006. - 284 с
3. Баевский Р.М., Берсенева А.П. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний. М.: Медицина, 1997. - 295 с.
4. Василенко В.Х. Чего мы не знаем о язвенной болезни (пути изучения проблемы) // Актуальные вопросы гастроэнтерологии. - М., 1970. - Вып. 1. - С. 3-17.
5. Вейн А.М. Идеи нервизма в гастроэнтерологии / А.М.Вейн // Российск. журн. гастроэнтерол., гепатол., колопроктол.-1997.-№3.-С.38-45.
6. Зурнаджянц В.А., В.В. Антонян, А.А. Панов, С.В. Антонян. Дисфункция вегетативной нервной системы и ее роль в патогенезе язвенной болезни желудка // Вестник хирургической гастроэнтерологии. - 2010. - № 2. - С. 55-61.
7. The European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology // European Heart Journal Vol. 17, 354-381, March 1996 //Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical
8. Thayer J.F., Ehs F. A meta-analysis of heart rate variability and neuroimaging studies: Implications for heart rate variability as a marker of stress and health. Review // Neuroscience and Biobehavioral Reviews. - 2012. - Vol. 36. - P. 747-756.
9. Kanno T., Iijima K., Abe Y., Koike T., Shimada N., Hoshi T., Sano N., Ohyauchi M., Ito H., Atsumi T., Konishi H., Asonuma S., Shimosegawa T. Peptic ulcers after the Great East Japan earthquake and tsunami: possible existence of psychosocial stress ulcers in humans. // J. Gastroenterol. - 2013. - Vol. 48. - P. 483-490 [PMID: 23053423 DOI: 10.1007/s00535-012-0681-1]
10. Iijima K., Kanno T. Helicobacter pylori -negative, non-steroidal anti-inflammatory drug: Negative idiopathic ulcers in Asia // World J. Gastroenterol. - 2014. - Vol. 20, N 3. - P. 706-713.
11. ЭКСПРЕСС-ДИАГНОСТИКУМЫ COMBINA FAN и CHROMA VISUAL // <http://www.ois.4pla.net/medicine/diagnostica/metod2.htm>.
12. Клиническая лабораторная диагностика: Национальное руководство: в 2 томах. Т.II. - М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012. - С. 403-404.

ABOUT APPLICATION OF HEART RATE VARIABILITY METHOD FOR DIFFERENTIAL DIAGNOSTICS OF PEPTIC UCLER AND AUTOPATHIC UCLERS

Chizhikov D.A., Fomin L.B., Borisov V.I.

In this papers authors describes the possibility of application of HRV in differential diagnostics between peptic ulcer disease and autopathic uclers.

ОЦЕНКА ЭКВИВАЛЕНТНОЙ ДОЗЫ ПРИ ОБЛУЧЕНИИ ТОНКИХ СЛОЕВ ВЫСОКОЭНЕРГЕТИЧНЫМИ ФОТОНАМИ

Белоусов А.В., Калачев А.А., Крусанов Г.А.

Московский государственный университет имени М.В Ломоносова, Физический факультет,
krusanov@physics.msu.ru

При прохождении фотонного излучения через вещество в результате различных процессов образуются потоки частиц различных типов (электроны, позитроны, вторичное фотонное излучение, протоны, нейтроны, ядра отдачи и т.д.) [1]. Различные типы излучений имеют различную биологическую эффективность, при этом биологическая эффективность тяжелых заряженных частиц может существенно превышать биологическую эффективность первичного фотонного и вторичного электронно-позитронного излучения [2].

В качестве характеристики этой эффективности используется коэффициент пропорциональности между поглощенной и эффективной дозой, называемый радиационным взвешивающим фактором (РВФ) [3]. По рекомендациям МКРЗ (Международная Комиссия по Радиационной защите) и НРБ-99 для фотонного излучения всех энергий принято значение РВФ, равное 1. При одновременном воздействии излучений разных

типов результирующий РВФ будет складываться из вкладов в поглощенную дозу действующих типов излучений, умноженных на соответствующие значения РВФ. Это актуально при энергиях фотонов от 10 МэВ до 30 МэВ, когда вероятность образования тяжелых частиц в результате фотоядерных реакций является наибольшей. С учетом большого значения РВФ протонов и ядер отдачи [3-4] РВФ фотонов может существенно превосходить принятое по рекомендациям МКРЗ и НРБ-99 значение, равное единице.

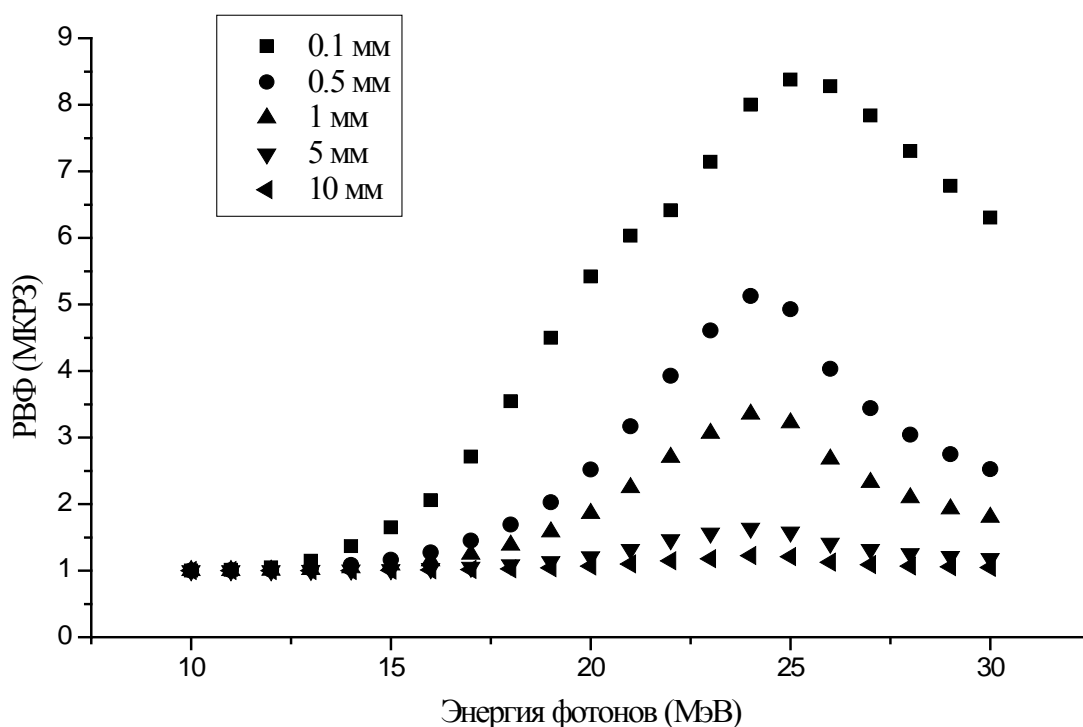


Рисунок 1 - РВФ всех индуцированных излучений, рассчитанный по значениям рекомендации МКРЗ для слоев биологической ткани различной толщины в зависимости от энергии фотонов

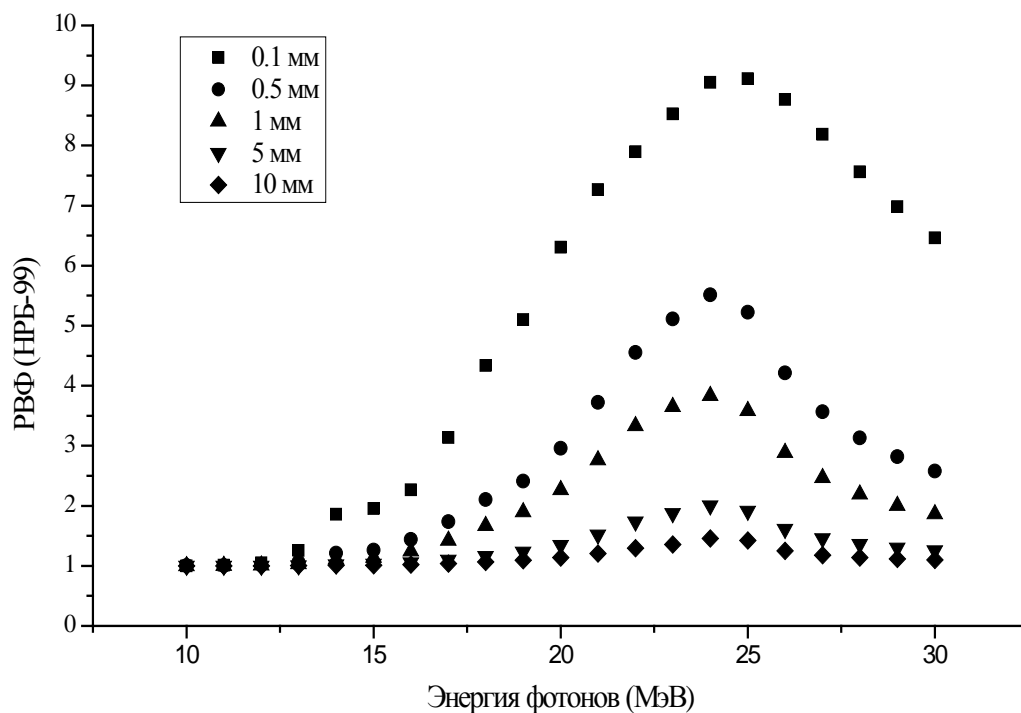


Рисунок 2 - РВФ всех индуцированных излучений, рассчитанный по значениям НРБ-99 для слоев биологической ткани различной толщины в зависимости от энергии фотонов

В работе предложена методика, позволяющая рассчитывать среднее значение РВФ всех типов излучений, индуцированных при прохождении фотонов через тонкие слои, главным образом посредством фотоядерных реакций. Произведена оценка РВФ для тонких слоев воды и биологической ткани с учетом фотопротонных и фотонейтронных ядерных реакций для энергии монохроматического фотонного излучения в диапазоне энергий от 10 до 30 МэВ. Используя тонкий слой биологического вещества усредненного химического состава, можно в качестве меры поглощенной дозы использовать величину поглощенной энергии. По данным Национального Института Стандартов и Технологий [5] рассчитаны вклады в поглощенную энергию всех индуцированных излучений. Получены зависимости значений РВФ всех индуцированных излучений от энергии фотонов, рассчитанные по значениям МКРЗ (рис. 1) и НРБ-99 (рис. 2), для слоев биологической ткани различной толщины.

Несмотря на небольшую вероятность образования, протоны и ядра отдачи вносят существенный вклад в поглощенную в тонком слое энергию. Их вклад существенным образом зависит от дозы и в пике составляет от 76.0% при энергии фотонов 23 МэВ для толщины слоя биологической ткани 0.1 мм до 8.5% при энергии фотонов 24 МэВ для слоя толщиной 10 мм. С учетом больших значений радиационного взвешивающего фактора протонов и ядер отдачи значение РВФ всех индуцированных излучений достигает 8 для толщины слоя биологической ткани 0.1 мм при энергии фотонов 25 МэВ для значений, рекомендованных МКРЗ, и 9 для толщины слоя биологической ткани 0.1 мм при энергии фотонов 25 МэВ для значений НРБ-99. Таким образом, даже при учете только фотопротонных и фотонейтронных реакций РВФ фотонов может превосходить принятое по рекомендациям МКРЗ и НРБ-99 значение, равное 1, в несколько раз.

Библиографический список

1. Беспалов В. И. Взаимодействие ионизирующих излучений с веществом: Учеб. пособие. 2-е изд., перераб. и доп. - Томск: Дельтаплан. 2006. –38-45, 268-272 с.
2. А.П. Черняев. Ионизирующие излучения. Издание второе, переработанное и дополненное. Москва, 2010.— 147-165 с.
3. Нормы Радиационной Безопасности (НРБ-99) СП 2.6.1.758-99 МИНЗДРАВ РОССИИ 1999.
4. Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. ICRP Publication 116, Ann. ICRP 40(2–5). ICRP, 2010.
5. National Institute of Standards and Technologies. Physical Measurement Laboratory. <http://www.nist.gov/pml/data/index.cfm>

EQUIVALENT DOSE ESTIMATION AT HIGH ENERGY PHOTON BEAM IRRADIATION OF THIN LAYERS

Belousov A.V., Kalachev A.A., Krusanov G.A.
M.V. Lomonosov Moscow State University, Faculty of Physics, krusanov@physics.msu.ru

RWF is evaluated for thin layers of water and biological tissue considering photoproton and photoneutron nuclear reactions for monochromatic photon radiation in the energy range from 10 to 30 MeV. Using a thin layer of biological material with averaged chemical composition the absorbed energy can be used as a measure of the absorbed dose. The contribution of all types of induced radiation to the absorbed energy is calculated. The relation between the values of all RWF of all types of induced radiation and the photon energy, calculated for biological tissue layers of different thicknesses, is obtained. Despite the low probability of formation, protons and recoil nuclei significantly contribute to the absorbed energy in a thin layer. Even when only photoproton and photoneutron reactions are taken into account, RWF of photons can exceed the recommended by the ICRP value of 1 by several times.

РАЗРАБОТКА ФФП-ПРИНЦИПОВ ЭЭГ-ДИАГНОСТИРОВАНИЯ БИПОЛЯРНОГО АФФЕКТИВНОГО РАССТРОЙСТВА

Панищев О.Ю., Дёмин С.А.
Институт физики, Казанский федеральный университет, г. Казань, opanischev@gmail.com

Введение

Современный этап развития медицины характеризуется разработкой и успешным внедрением множества весьма перспективных методов диагностики и терапии различных заболеваний. Это обеспечивается широким использованием в медицине достижений и открытий других естественных наук. Вместе с тем существует целый ряд пока нерешенных проблем, связанных, например, с диагностикой и идентификацией психических заболеваний. Многие расстройства психики, к примеру, шизофрения или биполярное аффективное расстройство (БАР) не имеют объективных лабораторных диагностических критериев. Это означает, что для постановки диагноза необходимо провести анализ жалоб пациента и сопоставить их с существующими классификациями симптомов (МКБ-10, DSM), полученными на основе обобщения большого количества

практических случаев. При этом такой метод исследования как анализ биоэлектрической активности коры головного мозга (ЭЭГ, МЭГ) практически не используется. В то же время в ряде работ [1-5] показана принципиальная возможность использования записей ЭЭГ и МЭГ для выявления объективных диагностических признаков психических и неврологических заболеваний. К примеру, в [1, 2] отмечено, что наличие психических или неврологических патологий (БАР, эпилепсия) отражается в изменении характера взаимодействия между различными областями коры головного мозга, спектральных характеристик альфа-активности, а также линейной сложности (linear complexity). В работе [3] продемонстрированы возможности использования метода фликкер-шумовой спектроскопии (ФШС) в анализе биоэлектрической активности коры головного мозга с целью выявления предрасположенности к шизофрении у детей/подростков 11-14 лет. Для поиска диагностических критериев проводилась параметризация сигналов с электродов F_3 и F_4 (левая и правая фронтальные доли коры головного мозга), а также осуществлялось изучение перекрестных корреляций между ними. В работе [4] использование формализма функций памяти позволило связать характер проявления частотно-фазовой синхронизации в определенной полосе частот спектров кросс-корреляторов с повышением риска развития шизофрении. В работе [5] показано, что одним из характерных популяционных признаков шизофрении является уменьшение выраженности альфа-активности ЭЭГ при увеличении вкладов низкочастотных дельта- и тета-активности.

Представленные результаты позволяют сформулировать два основных направления поиска диагностически значимых критериев для неврологических и психических расстройств:

1) Исследование биоэлектрической активности отдельных областей коры головного мозга для выявления тех из них, в которых наблюдаются наиболее значительные патологические изменения.

2) Изучение эффектов синхронизации и согласованности сигналов, генерируемых различными областями коры головного мозга человека. Это позволит установить, взаимодействие каких участков коры головного мозга изменяется при наличии патологии.

В данной работе мы раскрываем пути для реализации первого направления и показываем как наличие биполярного аффективного расстройства (БАР) отражается в изменении эффектов статистической памяти и спектральных характеристик электрических сигналов мозга.

Биполярное аффективное расстройство (ранее – маниакально-депрессивный психоз) представляет собой эндогенное психическое заболевание [6], основным проявлением которого является наличие аффективных состояний – маниакальных (или гипоманиакальных), депрессивных и «смешанных» [7].

Формализм функций памяти

Для анализа ЭЭГ-сигналов коры головного мозга человека при БАР мы используем формализм функций памяти (ФФП) [4,8]. В рамках данного подхода исследуемый сигнал представляется в виде набора значений некоторой случайной величины:

$$X = \{x(T), x(T + \tau), x(T + 2\tau), \dots, x(T + (N - 1)\tau)\},$$

где T – начальный момент времени, $(N-1)\tau$ – общее время регистрации сигнала, τ – временной шаг дискретизации.

$$\langle X \rangle = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} x(T + j\tau), \quad x_j = x(T + j\tau), \quad \delta x_j = x_j - \langle X \rangle, \quad \sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} \delta x_j^2.$$

Здесь $\langle X \rangle$ – среднее значение, δx_j – флуктуация, σ^2 – дисперсия случайной величины X .

Далее для исходной временной корреляционной функции (ВКФ)

$$a(t) = \frac{1}{(N - m)\sigma^2} \sum_{j=0}^{N-m-1} \delta x_j \delta x_{j+m},$$

с помощью техники проекционных операторов [8] выводится конечно-разностное кинетическое уравнение немарковского типа:

$$\frac{\Delta a(t)}{\Delta t} = \lambda_1 a(t) - \tau \Lambda_1 \sum_{j=0}^{m-1} M_1(j\tau) a(t - j\tau),$$

где $M_1(j\tau)$ – функция памяти первого порядка:

$$M_1(j\tau) = \frac{\langle \mathbf{A}_k^0(0) \hat{L}_{12} \{1 + i\tau \hat{L}_{22}\}^j \hat{L}_{21} \mathbf{A}_k^0(0) \rangle}{\langle |\mathbf{A}_k^0(0)|^2 \rangle},$$

включающая в себя векторы состояния системы

$$\mathbf{A}_k^0 = \mathbf{A}_k^0(0) = \{\delta x_0, \delta x_1, \dots, \delta x_{k-1}\} = \{\delta x(T), \delta x(T + \tau), \dots, \delta x(T + (k - 1)\tau)\}.$$

В рамках данного метода вводятся спектры мощности функций памяти $M_i(t)$, к примеру, для исходной ВКФ $a(t) = M_0(t)$

$$\mu_0(\nu) = \left| \tau \sum_{j=0}^{N-1} a(j\tau) \cos 2\pi \nu j\tau \right|^2$$

и первая точка параметра немарковости

$$\varepsilon_1(\nu) = \left\{ \frac{\mu_0(\nu)}{\mu_1(\nu)} \right\}^{\frac{1}{2}}.$$

В данной работе мы воспользуемся значением данного параметра на нулевой частоте $\varepsilon_1(0)$. В дальнейшем будем определять его просто как «параметр немарковости». Данный параметр позволяет количественно оценить степень проявления эффектов статистической памяти в исследуемой динамике: если $\varepsilon_1(0) \gg 1$, рассматриваемая динамика характеризуется слабыми эффектами памяти. Уменьшение меры указывает на удлинение времени существования памяти, а в случае $\varepsilon_1(0) \sim 1$, процессы характеризуются долговременной (сильной) статистической памятью. Тогда время существования памяти соизмеримо со временем релаксации исходной ВКФ. Также можно выделить промежуточную ситуацию, когда $\varepsilon_1(0) > 1$. В этом случае изучаемая динамика демонстрирует умеренное проявление эффектов памяти (квази-марковский процесс).

Экспериментальные данные

Экспериментальные данные представляют собой записи ЭЭГ с 16 электродов: $Fp_1, Fp_2, F_7, F_3, F_4, F_8, T_3, C_3, C_4, T_4, T_5, P_3, P_4, O_1, O_2$, расположенных согласно международной системе размещения электродов «10–20» (рис. 1). Регистрация ЭЭГ-сигналов для представителей контрольной группы (9 человек, средний возраст – 32.5 лет) без выявленных психических патологий и пациентов с диагнозом БАР (9 человек, средний возраст – 30.5 лет) осуществлялась в состоянии спокойного бодрствования с закрытыми глазами. Электроэнцефалограммы фиксировались в течение 10 секунд с частотой дискретизации 200 Гц [5].

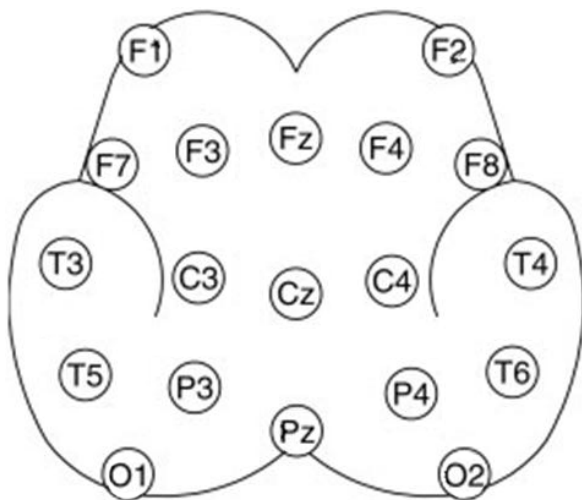


Рисунок 1 - Расположение электродов. Система «10–20».

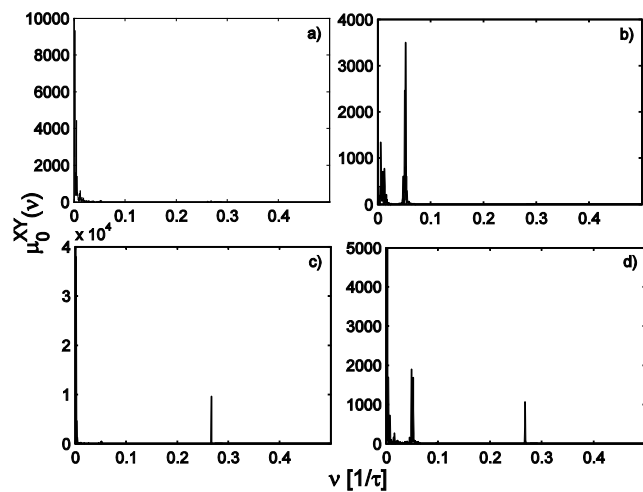


Рисунок 2 - Основные типы спектров мощности ЭЭГ-сигналов.

Обсуждение результатов

Анализ спектров мощности для всей совокупности экспериментальных данных показал, что в динамике сигналов ЭЭГ для рассматриваемых испытуемых реализуются 4 основных типа спектрального поведения (рис. 2). Спектры первого типа (рис. 2a) имеют четко выраженную фрактальную структуру и отсутствие различимых всплесков. Второй и третий типы спектров (рис. 2b, c) характеризуются наличием доминирующего всплеска в диапазоне 5–16 Гц (второй тип) или в диапазоне 49–52 Гц (третий тип). К четвертому типу относятся спектры, содержащие оба всплеска, амплитуды которых различаются не более чем в 10 раз, а также дополнительные пики в разных частотных диапазонах (рис. 2d). В табл. 1, 2 представлена классификация спектров по введенным выше критериям для всего набора анализируемых данных. Спектры ЭЭГ-сигналов здоровых людей относятся в подавляющем большинстве к первому и в меньшей степени ко второму типу. Также в некоторых случаях наблюдается четвертый тип спектров. Для пациентов с БАР подавляющим является второй тип структуры спектров, а также третий и четвертый. Реже всего здесь встречается первый тип. Полученная классификация позволяет сформулировать приблизительные критерии постановки диагноза БАР:

1. *bijoy, binod, jivan, mdayb*: сигналы с электродов Fp_1 и Fp_2 имеют спектры мощности 4 типа или Fp_1 – VI тип, Fp_2 – II тип. При этом с других электродов регистрируются сигналы, большей частью имеющие спектры мощности II типа.
2. *dwaraka, jiten*: сигналы с Fp_1 и Fp_2 имеют спектры мощности III типа или Fp_1 – III тип, Fp_2 – I тип. При этом спектры мощности сигнала с F_7 – III тип, с C_3 – III или I тип.
3. *madan, mahesh*: спектры мощности сигналов с Fp_1 и Fp_2 относятся к I типу. При этом сигналы с F_7 и F_4 имеют спектры мощности II типа, с F_3 – II или III тип.
4. *besdeo*: сигналы с Fp_1 и Fp_2 – спектры мощности II типа, при этом с $F_7, F_3, F_4, F_8, T_3, C_3$ – I тип.

Таблица 1 - Классификация типов спектров мощности ЭЭГ-сигналов здоровых испытуемых.

Шифр Испытуемого	ЭЭГ-электроды															
	Fp1	Fp2	F7	F3	F4	F8	T3	C3	C4	T4	T5	P3	P4	T6	O1	O2
aila	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	4	1	1	1	1	1
bela	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
deera	2	1	2	2	4	2	2	2	2	2	1	1	2	2	2	2
deepak	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
drkdk	1	1	1	1	1	1	1	1	1	4	1	1	1	1	1	1
erfan	3	1	1	4	1	1	1	2	3	2	1	1	1	1	1	2
jamahir	2	2	1	2	2	2	2	2	2	2	4	2	2	4	2	2
khess	1	1	1	2	1	2	1	2	2	2	1	1	1	4	2	4
swati	1	4	2	1	1	1	2	1	1	2	1	1	4	4	2	2

Таблица 2 - Классификация типов спектров мощности ЭЭГ-сигналов пациентов с БАР.

Шифр Испытуемого	ЭЭГ-электроды															
	Fp1	Fp2	F7	F3	F4	F8	T3	C3	C4	T4	T5	P3	P4	T6	O1	O2
besdeo	2	2	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	1	1	2	2
bijoy	4	4	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
binod	4	4	4	2	2	2	2	2	2	2	2	2	4	4	2	2
dwaraka	3	3	3	3	2	4	2	3	3	3	4	3	4	3	4	2
jiten	3	1	3	1	1	1	1	1	4	2	1	1	1	1	1	2
jivan	4	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
madan	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2	1	2	1	2	2	2
mahesh	1	1	2	3	2	4	4	2	2	4	4	3	3	3	4	4
mdayb	4	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2

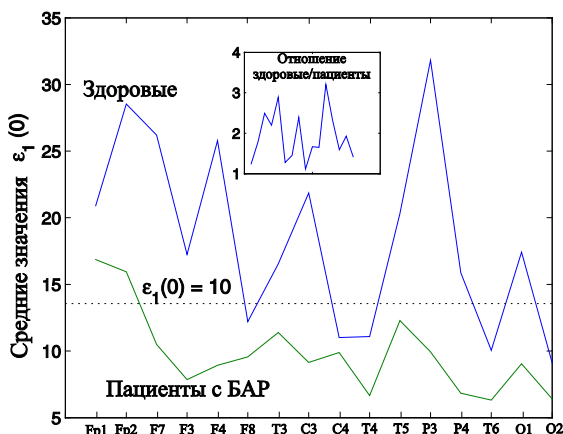


Рисунок 3 - Средние значения параметра немарковости для здоровых испытуемых и пациентов с БАР.

На рис. 3 представлено распределение средних значений параметра немарковости для рассматриваемых групп испытуемых по ЭЭГ-электродам. Во вкладке показано отношение средних значений. Сигналы мозга здоровых людей характеризуются более слабым проявлением эффектов статистической памяти, чем у пациентов с БАР, где сигналы с большинства электродов демонстрируют квазимарковский сценарий поведения ($\epsilon \sim 10$) с более сильной памятью. Средние значения параметра между группами испытуемых различаются от 1.2 (для T_3) до 3.2 (для P_3) раз. При этом наибольшие различия демонстрируют сигналы с электродов F_7 , F_4 , C_3 , P_3 . Важной особенностью здесь является то, что для указанных электродов максимальный разброс значений параметра немарковости внутри группы здоровых испытуемых составляет ± 5 относительно среднего значения, для группы пациентов с БАР ± 2 .

Выводы. Актуальной задачей современной медицины является выработка и поиск более точных и объективных методов диагностики различных заболеваний. Применение новейших методов исследования к анализу различных биомедицинских данных позволяет значительно продвинуться в решении этой проблемы. В настоящей работе на основе формализма функций памяти проводится поиск диагностических критериев для биполярного аффективного расстройства, выявляемых в ходе анализа биоэлектрической активности коры головного мозга для двух групп испытуемых. Первоначальные критерии связаны со структурой спектров мощности ЭЭГ-сигналов и значением первой точки параметра немарковости на нулевой частоте.

В ходе проведенного анализа выявлено несколько сценариев поведения сигналов коры головного мозга при наличии БАР, что отражается в типах их спектрального поведения, а также в значениях параметра немарковости. Полученные результаты позволят установить физические механизмы патологических изменений в функционировании коры головного мозга человека, возникающих вследствие БАР, а также в перспективе провести контроль эффективности терапии. Наши последующие исследования будут связаны с исследованием эффектов согласования и/или рассогласования между отдельными областями мозга человека при БАР.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 14-02-31385 мол_а.

Библиографический список

1. Bhattacharya J., Kanjilal P.P., Nizamie S.H. Decomposition of posterior alpha rhythm // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2000. V. 47. P. 738-747.
2. Bhattacharya J. Complexity analysis of spontaneous EEG // Acta Neurobiologiae Experimentalis. 2000. V. 60. P. 495-501.
3. Timashev S.F., Panishev O.Yu., Polyakov Yu.S., Demin S.A., Kaplan A.Ya. Analysis of cross-correlations in electroencephalogram signals as an approach to proactive diagnosis of schizophrenia // Physica A. 2012. V. 391. P. 1179-1194.
4. Panishev O.Yu., Demin S.A., Kaplan A.Ya., Varaksina N.Yu. Use of Cross-Correlation Analysis of EEG Signals for Detecting Risk Level for Development of Schizophrenia // Biomedical Engineering. 2013. V. 47, No. 3. P. 153-156.
5. Борисов С.В., Каплан А.Я., Горбачевская Н.Л., Козлова И.А. Анализ структурной синхронности ЭЭГ подростков, страдающих расстройствами шизофренического спектра // Физиология человека. 2005. Т. 31, № 3. С. 16-23.
6. Leonhard K. Aufteilung der endogenen Psychosen und ihre differenzierte Ätiologie. 8. Auflage, Stuttgart/New York: Georg Thieme Verlag, 2003.
7. Тиганов А.С. Руководство по психиатрии. М.: Медицина, 1999.
8. Yulmetyev R., Hänggi P., Gafarov F. Stochastic dynamics of time correlation in complex systems with discrete time // Physical Review E. 2000. V. 62. P. 6178-6194.

DEVELOPING THE MMF-PRINCIPLES OF EEG-DIAGNOSTICS FOR BIPOLAR AFFECTIVE DISORDER

Panishev O.Yu., Demin S.A.

Institute of Physics, Kazan Federal University, Kazan, opanishev@gmail.com

It is shown that analyzing the spectral properties and statistical memory effects of cerebral cortex bioelectric activity from healthy people and patients with bipolar affective disorder (BAD) can reveal diagnostic criteria for this disease. We have discovered the characteristic spectral behavior of EEGs at BAD and we have found the cerebral cortex areas where the memory effects in bioelectric activity have drastic differences between the healthy people and patients. We have demonstrated how analyzing the EEGs can be use to develop diagnostic methods for psychiatric diseases.



ИЗМЕРЕНИЕ СКОРОСТИ СДВИГОВЫХ ВОЛН В МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ МЕТОДОМ ДИСТАНЦИОННОЙ ЭЛАСТОГРАФИИ

Демин И.Ю.¹, Халитов Р.Ш.¹, Морозова К.Г.¹, Андреев В.Г.², Шанин А.В.², Рыхтик П.И.³,
Шатохина И.В.³

1 - Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского, demin@rf.unn.ru

2 - Физический факультет МГУ имени М.В. Ломоносова

3 - Приволжский окружной медицинский центр ФМБА России

Модуль Юнга, а соответственно и модуль сдвига мягкой биологической ткани являются важными диагностическими параметрами для медицинских приложений, связанных с обнаружением опухолей и других патологий (например, фиброза печени) на ранней стадии заболевания. Это связано с тем, что объемная сжимаемость мягких тканей меняется при развитии патологий очень слабо (она близка к сжимаемости воды), в то время как изменения модуля Юнга и сдвига могут достигать нескольких порядков и поэтому обладают диагностической информативностью. В соответствии с этим, представляется разумным строить диагностическую систему не на основе продольных ультразвуковых волновых волн, а на основе сдвиговых волн, у которых скорость распространения определяется модулем сдвига, жестко связанным с модулем Юнга [1].

Самым многообещающим способом экспериментального определения модуля сдвига и модуля Юнга мягкой ткани заключается в том, чтобы возбудить сдвиговую волну локально в области, представляющей интерес для исследования, и измерить ее скорость. Описанная техника носит название Shear Wave Elasticity Imaging (SWEI). Эта методика была предложена О. В. Руденко, А. П. Сарвазяном и соавторами в 1998 году [2].

Схема метода SWEI хорошо известна и сам метод с некоторыми вариациями реализован в ряде образцов медицинской ультразвуковой медицинской техники, присутствующей на рынке. В лаборатории «Биомедицинских технологий, медицинского приборостроения и акустической диагностики (МедЛаб)» на кафедре акустики ННГУ метод SWEI реализован на открытой акустической системе Verasonics (рис. 1).

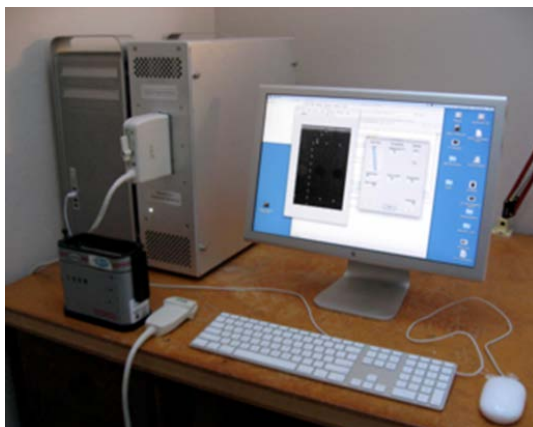


Рисунок 1 - Открытая акустическая система Verasonics

Verasonics представляет собой универсальную ультразвуковую диагностическую систему, предназначенную для макетирования и отладки различных алгоритмов медицинской акустики. Основным достоинством системы является то, что форма передаваемого импульса создается пользователем программным образом, а принимаемый сигнал записывается и становится доступным пользователю в виде массивов числовых данных. Весь сценарий послышки импульсов, приема данных, обработки данных и построения изображения программируется пользователем на языке MatLAB. Система является многоканальной (допускает подключение до 256 каналов).

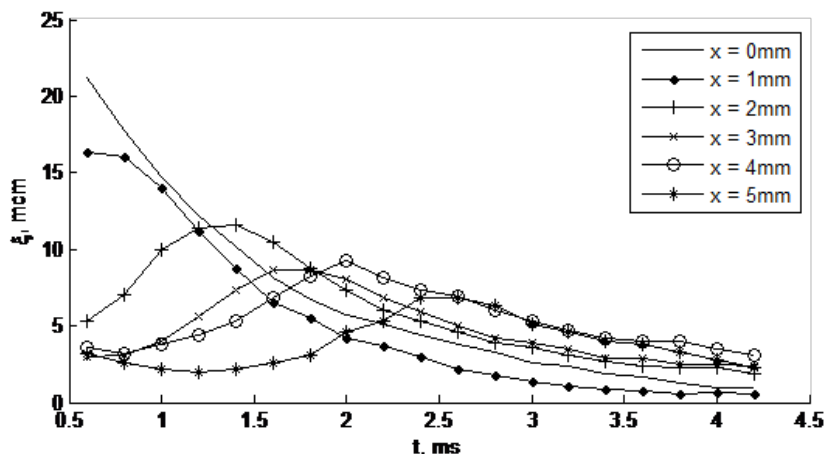


Рисунок 2 - Зависимость смещения среды от времени на разных расстояниях от точки прицеливания толкающего импульса

Суть метод SWEI заключается в следующем: интенсивная ультразвуковая (обычная компрессионная) волна фокусируется в точке, рядом с которой необходимо определить модуль Юнга среды. Поглощение энергии компрессионной волны сопровождается передачей импульса среде, т.е. на среду действует радиационная сила. Эта сила приводит к излучению сдвиговой волны в среде, которая бежит от фокуса. Характерные частоты в импульсе сдвиговой волны составляют несколько кГц. Прохождение сдвиговой волны регистрируется с помощью обычного ультразвукового зондирования. Для этого строится В-скан среды. Смещение среды в сдвиговой волне вызывает смещение стекла, которое может быть найдено с помощью корреляционного анализа. С помощью вычисления корреляционной функции определяется смещение среды в направлении расстояния от датчика. Зная время, за которое максимум смещения доходит до определенных удаленных точек, мы можем получить скорость сдвиговой волны. На рис. 2 приведен пример эволюции смещения среды от времени, находящихся на разных расстояниях от точки прицеливания толкающего импульса.

Выявляется положение пика сдвиговой волны, по которому легко вычисляется скорость сдвиговой волны.

В ходе экспериментальных исследований к установке Verasonics был подключен стандартный медицинский диагностический датчик L7-4. Рабочая частота была выбрана равной 5 МГц (как для изображающих импульсов, так и для толкающего импульса). Датчик представляет собой линейную решетку из 128 независимых преобразователей. Использовалась стандартная амплитуда диагностических импульсов 50 В.

Для проведения экспериментальных исследований на открытой акустической системе Verasonics и определения скорости сдвиговой волны, а также модулей сдвига и Юнга, были использованы следующие фантомы:

- желатиновые фантомы с различным процентным содержанием желатина, разработанные и изготовленные в лаборатории «МедЛаб» (рис. 3а)
- калиброванный полимерный фантом CIRS - Model 049A Elasticity QA - Phantom-Stepped Cylinder (рис. 3б), содержащий в себе ступенчатые цилиндры с определенным значением модуля Юнга (для различных зон полимерного фантома).

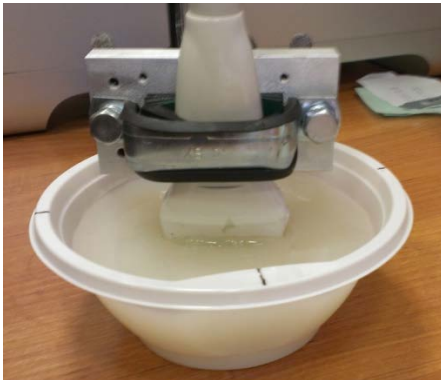


Рисунок 3а -

Желатиновый фантом, помещенный в пластиковую емкость



Рисунок 3б -

Полимерный фантом CIRS

Дополнительно к измерениям на открытой акустической системе Verasonics были проведены исследования сдвиговых характеристик фантомов на коммерческом аппарате УЗИ Siemens Acuson S2000 в Лаборатории лучевой диагностики Приволжского окружного медицинского центра (ПОМЦ). В таблице 1. приведены результаты измерений скорости сдвиговой волны, выполненные с использованием полимерного фантома CIRS.

Таблица 1 - Скорости сдвиговой волны для различных зон полимерного фантома CIRS, измеренные при помощи аппаратов Verasonics и Siemens

Среда (зоны фантома CIRS)	Скорость сдвиговой волны (м/с)	
	<i>Verasonics</i>	<i>Siemens Acuson S2000</i>
<i>Background</i>	2,3 ± 0,6	2,4
<i>Type I</i>	1,3 ± 0,28	1,46
<i>Type II</i>	1,9 ± 0,43	1,9
<i>Type III</i>	3,3 ± 0,94	3,28
<i>Type IV</i>	4,9 ± 1,6	4,8

Вторым исследуемым объектом для измерения сдвиговых характеристик были желатиновые фантомы различных концентраций, изготовленные в лаборатории «МедЛаб». Как и для полимерных фантомов CIRS измерения проводились на установках Verasonics и Siemens Acuson S2000. Результаты измерений приведены в Таблице 2.

Таблица 2 - Значения скорости сдвиговой волны для желатиновых фантомов различных концентраций, измеренные при помощи аппаратов Verasonics и Siemens

Скорость сдвиговой волны		
	Verasonics	Siemens Acuson S2000
5% желатиновый фантом	1,5 ± 0,43 (м/с)	1,48 (м/с)
10% жел. фантом	2,5 ± 0,81 (м/с)	2,4 (м/с)

Из приведенных выше результатов видно хорошее согласование между значениями скорости сдвиговой волны в фантоме CIRS, полученные с использованием метода SWEI на акустической системе Verasonics и методом ARFI на аппарате УЗИ Siemens Acuson S2000.

Для резиноподобных сред, к которым относятся и исследуемые нами полимерные и желатиновые фантомы, связь между модулем сдвига (μ) и модулем Юнга (E) определяется соотношением $E=3\mu$. Скорость сдвиговой волны

$$v_{sh} = \sqrt{\mu/\rho}$$

где ρ - плотность среды. Тогда при помощи формулы

$$E = 3\rho v_{sh}^2$$

можно выполнить пересчет скоростей сдвиговых волн в значения модуля Юнга и провести сравнение их с результатами, полученными прямым (статическим) измерением модуля Юнга, выполненным на установке, разработанной в лаборатории «МедЛаб» (механическое вдавливание сферических и цилиндрических инденторов). Соответствующие значения для различных концентраций желатиновых фантомов приведены в табл. 3.

Таблица 3 - Значения модуля Юнга для желатиновых фантомов различных концентраций, измеренные при помощи установок Verasonics, Siemens и прямого измерения модуля Юнга

Модуль Юнга			
Вид фантома	Verasonics	Siemens Acuson S2000	Прямое измерение модуля Юнга
5% желатиновый фантом	6,82 (кПа)	6,59 (кПа)	6,91 (кПа)
10% желатиновый фантом	18,75 (кПа)	17,21 (кПа)	16,13 (кПа)

Работа выполнена по гранту Правительства РФ № 11.G34.31.0066. Она частично поддержана также грантами Ведущих научных школ НШ-339.2014.2, РФФИ № 12-02-00114а и Министерства образования и науки РФ № 2014/134.

Библиографический список

1. Andreev V.G., Dmitriev V.N., Pishchalnikov Yu.A., Rudenko O.V., Sapozhnikov O.A., Sarvazyan A.P. Observation of shear waves excited by focused ultrasound in a rubber-like medium// Acoust. Physics.. 1997. V.43. No.2. P. 123-128.
2. Sarvazyan A. P., Rudenko O. V., Swanson S. D., Fowlkes J. B., Emelianov S. Y. Shear wave elasticity imaging: A new ultrasonic technology of medical diagnostics // Ultrasound in Med. & Biol.. 1998. V. 24. No. 9. P. 1419–1435.

MEASUREMENT OF THE VELOCITY OF SHEAR WAVES IN SOFT TISSUES BY ELASTOGRAPHY

Demin I.Yu., Khalitov R.Sh., Morozova K.G., Andreev V.G., Shanin A.V., Rykhtik P.I., Shatokhina I.V.

Young's modulus and soft biological tissue shear modulus, respectively are important diagnostic parameters for medical applications involving the detection of tumors and other abnormalities (eg, fibrosis) in the early stages of the disease.

This is due to the fact that the bulk compressibility of the soft tissue changes in the development of pathologies is very weak (it is close to the compressibility of water), while the change in Young's and shear modulus can be several orders of magnitude, and therefore have diagnostic information. Accordingly, it seems reasonable to build a diagnostic system is not based on the longitudinal ultrasonic waves of the wave, and on the basis of shear waves whose propagation velocity is determined by the shear modulus is rigidly associated with a Young's modulus.

BRAIN ELECTRICAL TOPOGRAPHY

Zoltan J. Koles, Ph.D.

Dept Electrical & Computer Engineering University of Alberta
Edmonton, CANADA T6G 2V4 Phone: (780) 492-6302 Fax: (780) 492-1811
Email: z.koles@ualberta.ca

During normal and abnormal functional activity, the human brain generates both electric and magnetic fields. The shapes of these fields are characteristic of the process ongoing inside the brain and their measurement has led to new knowledge about the organization of the normal brain and about the disorganization that occurs in a number of neurologic and psychiatric diseases. Of the electric and magnetic fields, the former is easier to measure requiring only the amplification of potential differences produced by these fields between electrodes attached to the scalp. These electrodes are usually placed in standardized locations over the main anatomical structures of the brain such as the frontal, temporal or parietal lobes. The figure 1 at the left shows some of the locations standardized under the International 10-20 System.

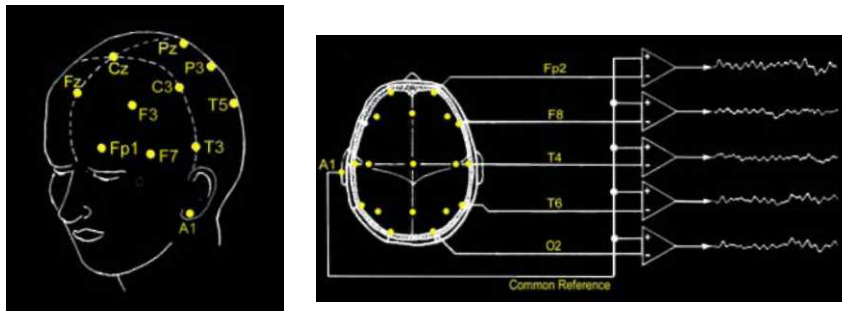


Figure 1 - International 10-20 System

The potential differences on the scalp produced by the internally generated electric fields are of the order of tens of microvolts and contain variational components to higher than 50 Hz. A recording showing the variations in the potentials at a number of scalp sites is called the electroencephalogram, or more often, as simply the EEG. A schematic representation of how the EEG is recorded and how it might look is shown to the left. This EEG is illustrated with only 5 traces and is recorded with respect to what is called a non-cephalic reference that is common to all of the amplifiers. Usually at least 25 cephalic sites are recorded in an EEG but up to 250 are sometimes recorded in research laboratories.

The objective of this research program is to study the temporal and spatial patterning of the EEG and to extract features that can be quantitatively correlated to different cognitive processes, to neurological disorders such as epilepsy and to psychiatric disorders such as schizophrenia. The locations of the sources of these features inside the brain are sought using mathematical models of the head and of the generator processes. Knowledge of source locations may shed new light on the functional organization of the normal brain and enable the development of a clinical tool useful for the diagnosis of the disease conditions. This tool would be complementary to some of the other techniques used to diagnose brain disorders such as the transmission (X-ray) and emission (gamma-ray) tomographies and magnetic resonance (MR) imaging. The appeal of the EEG is that it provides a temporal resolution of brain events that cannot yet be matched by any of the other measurement modalities, that it is completely noninvasive and that it is relatively inexpensive.

This figure shows lateral, sagittal and coronal tomographic views of the distribution of electrical sources inside the brain during two types of cognitive activity in the normal brain. The EEGs used to obtain these results were recorded from some 70 young female volunteers. These subjects were engaged in either a verbal cognitive exercise or a spatial cognitive exercise. The red regions indicate electrical hyperactivity during the verbal exercise and the green regions indicate hyperactivity during the spatial exercise. It is clear from the figure that the two mental exercises are lateralized to different hemispheres of the brain. The technology used to create these images is called LORETA for Low Resolution Electromagnetic Tomography.

In addition to LORETA, several different approaches to simplifying and quantifying the complex patterns in the EEG are being investigated. These include singular-value decomposition, autoregressive modeling, discriminant

analysis and the MUSIC, or Multiple Signal Classification method. Several issues in electro-encephalography are also being addressed including the electrode density issue, the reference-electrode issue and the statistical stationarity issue.

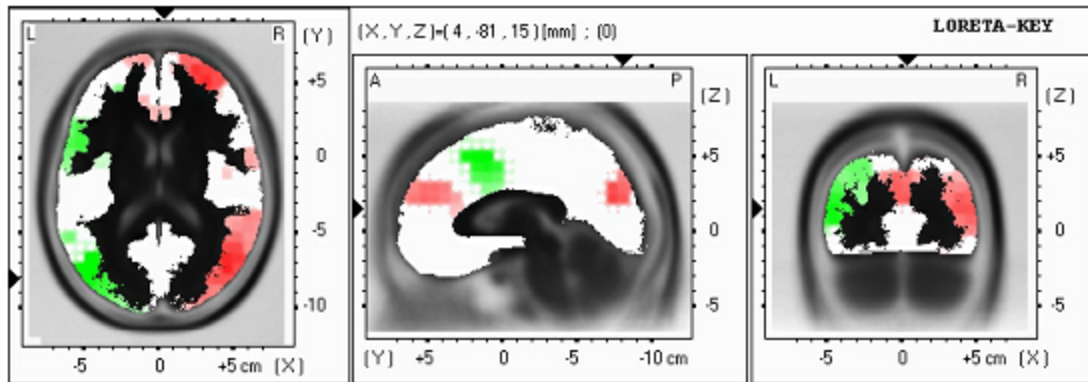


Figure 2 - Lateral, sagittal and coronal tomographic views of the distribution of electrical sources inside the brain

Research Opportunities

1. The development of a head camera for measuring the EEG at perhaps 250 or more sites. Such a camera would consist of an integrated electrode-amplifier array and provide the spatial resolution necessary to adequately sample the scalp potentials.
2. The development of multidimensional signal processing techniques capable of decomposing the EEG into components relevant to cognitive load, the neurologic or psychiatric condition. The common spatial patterns filter is an example of this kind of filter and enables the extraction of components from the EEG that are different from some base-line condition.
3. The development of new approaches to and methods of EEG source localization including LO-RETA and MUSIC. The Principal Component Method and variations of this method are examples of subspace scanning methods that can localize sources individually irrespective of the number of sources actually active. These methods are being extended to incorporate finite-element models of the head.
4. The development of a prototype acquisition and analysis computer system suitable for the clinical testing of the methods. The accuracy of the predicted source locations must be established with respect to the gold standards in each research area, for example, to depth recording in epilepsy, to MR images in stroke and to the psychometric testing in cognitive studies.

Recent Publications

- 1.
2. Lind, J.C., Flor-Henry, P. and Koles, Z.J. (1999). Discriminant analysis and equivalent source localization of the EEG related to cognitive functions. In press: Brain Topography.
3. Koles, Z.J. and Soong, A.C.K. (1998). EEG source localization: implementing the spatio-temporal decomposition approach. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, 107: 343-352.
4. Koles, Z.J. (1998). Trends in EEG source localization, Special Issue: EEG - Past, Present and Future, *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, 106: 127-137.
5. Lind, J.C., Koles, Z.J., Flor-Henry, P. and Soong, A.C.K. (1997). Frequency domain discriminant analysis of the electroencephalogram. *Psychophysiology*, 34: 358-364.
6. Koles, Z.J., Lind, J.C. and Soong, A.C.K. (1995). Spatio-temporal decomposition of the EEG: a general approach to the isolation and localization of sources. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, 95: 219-230.
7. Soong, A.C.K. and Koles, Z.J. (1995). Principal-component localization of the sources of the background EEG. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-42: 59-67.

ТОПОГРАФИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МОЗГА

Золтан Дж. Колес

В статье представлен обзор многомерных методов обработки сигналов, способных выделять ЭЭГ-компоненты, имеющие отношение к когнитивной нагрузке в неврологических или психических состояниях. Представлены новые подходы и методы локализации источника ЭЭГ. Показана необходимость развития компьютерной системы анализа, пригодной для клинических испытаний



FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION

Vivian K. Mushahwar

Department of Biomedical Engineering University of Alberta, vivian.mushahwar@ualberta.ca

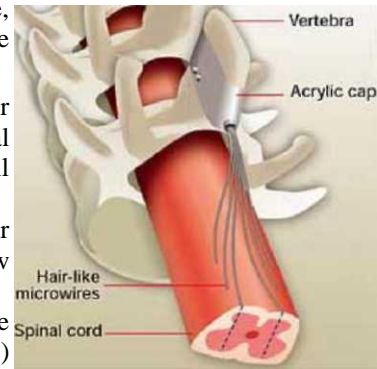
Spinal cord injuries are among the most devastating of all neurological disorders. In most countries paralysis due to spinal cord injury occurs at an annual rate of 40 persons per million (i.e., ~1000 new cases per year in Canada), with each individual costing society an average of \$2.3 million in medical care and loss of earnings. In addition to the financial consequences, permanent paralysis is accompanied by a drastic change in the individual's life style and independence. Spinal cord injuries are predominantly prevalent among younger individuals, with more than 55% of the injuries incurred by people 16-30 years of age. Life expectancies after injury, though still lower than normal, continue to increase and range from 37.1 years for high tetraplegia to 46.2 years for paraplegia (for injuries incurred at 20 years of age).

Paralysis due to spinal cord injury leaves the muscles and their innervating motoneurons, the premotoneurons, and segmental spinal circuitry below the level of the lesion, largely intact. In the absence of spinal cord regeneration, rehabilitative approaches capable of restoring motor function after injury by activating the surviving peripheral and spinal neural elements below the level of the lesion are currently under investigation. Functional electrical stimulation (FES) of peripheral nerves and spinal sacral roots for restoring respiration, mobility, and micturition has been extensively investigated. This neuroprosthetic technique uses nerve cuff, epimysial or intramuscular electrodes to stimulate nerve fibers innervating various muscles. Though some of these systems had some success (e.g., control of micturition and diaphragm pacing), a number of limitations have compromised their effectiveness in restoring limb movements. These include premature lead breakage due to the implantation of electrodes near or in moving muscles; unpredictable force recruitment profiles due to the dependence of muscle response on location of electrodes relative to the point of nerve-muscle contact; reduced fatigue resistance under conditions of maintained muscle contraction; and widespread implantation of electrodes throughout the limb to restore movements requiring coordinated activation of multiple muscles (e.g., standing, walking or reaching).

We have introduced a new approach to functional electrical stimulation. The technique, known as in-traspinal microstimulation (ISMS), entails implanting very fine, hair-like wires inside the spinal cord and passing electrical pulses through these wires to elicit functional movements of the legs. The microwires are introduced into the region of the cord that contains specialized neural circuitry for controlling leg movements. This region is only 5 cm long in humans; therefore, all wires needed for eliciting functional standing and stepping after spinal cord injury can be implanted in a small and protected area and during a single surgical procedure. Experiments to date have resulted in several clinically-relevant findings. For example, ISMS through single wires can elicit powerful single-joint or coordinated multi-joint movements without causing any discomfort. Furthermore, patterning the stimulus through a small number of microwires in each side of the spinal cord generates bilateral weight-bearing stepping.

Over the next 5 years, the work in my laboratory will focus on further developing ISMS and assessing its feasibility and long-term efficacy as a clinical intervention after spinal cord injury. More specifically the goals of our work will be to:

1. Identify the best ISMS locations within the lumbosacral spinal cord for eliciting balanced weight-bearing standing and stepping after complete low thoracic lesions.
2. Determine the long-term changes in responses elicited by ISMS attributable to a) electrode stability, b) plasticity in spinal locomotor circuits, c) alterations in muscle properties, and d) spastic hypertonus.
3. Initiate intra-operative testing of ISMS and design electrode arrays for long-term implantation in people with spinal cord injury.



This project spans the areas of electrical engineering and design of feedback control strategies, micro-machining and microwire fabrication, spinal cord anatomy and physiology, muscle physiology, and bio-mechanics.

We will also initiate two other projects. The first will focus on the use of electrical stimulation for reducing the incidence of pressure sores in wheel-chair bound individuals. The second will involve the development of feedback-based neuronal conditioning strategies for reducing spasticity in individuals with hemiplegia due to stroke (brain attack) or spinal cord injury.

- **V. K. Mushahwar** and K. W. Horch, "Proposed Specifications for a Lumbar Spinal Cord Electrode Array for Control of Lower Extremities in Paraplegia," *IEEE Trans Rehab Eng*, 5: 237-243, 1997.
- **V. K. Mushahwar** and K. W. Horch, "Selective Activation and Graded Recruitment of Functional Muscle Groups through Spinal Cord Stimulation," *Annals NY Acad Sci*, 860: 531-535, 1998.
- **V. K. Mushahwar** and K. W. Horch, "Selective Activation of Muscles in the Feline Hindlimb through Electrical Microstimulation of the Ventral Lumbo-Sacral Spinal Cord," *IEEE Trans Rehab Eng*, 8(1): 11-21, 2000.

- **V. K. Mushahwar** and K. W. Horch, "Muscle Recruitment through Electrical Stimulation of the Lumbosacral Spinal Cord," *IEEE Trans Rehab Eng*, 8(1): 22-29, 2000.
- **V. K. Mushahwar**, D. F. Collins and A. Prochazka, "Spinal Cord Microstimulation Generates Functional Movements in Chronically Implanted Cats," *Exp Neurol*, 163(2): 422-429, 2000.
- S. F. Giszter, W. M. Grill, M. A. Lemay, **V. K. Mushahwar** and A. Prochazka, "Intraspinal Microstimulation: Techniques, Perspectives and Prospects for FES." In: *Neural Prostheses for Restoration of Sensory and Motor Function*, K.A. Moxon and J.K. Chapin (eds.), CRC Press (2000), pp. 101138.
- Prochazka and **V. K. Mushahwar**, "Spinal Cord Function and Rehabilitation - an Overview," *J Physiol (London)*, 533: 3-4, 2001.
- Prochazka, **V. K. Mushahwar** and D. McCreery, "Neural Prostheses: Pros and Cons," *J Physiol (London)*, 533: 99-109, 2001.
- V. Gritsenko, **V. Mushahwar** and A. Prochazka, "Adaptive Changes in Locomotor Control after Partial Denervation of Triceps Surae Muscles," *J Physiol (London)*, 533: 299-311, 2001.
- Prochazka, **V. Mushahwar** and S. Yakovenko, "Activation and Coordination of Spinal Motoneuron Pools after Spinal Cord Injury," *Prog. Brain Res.*, In Press
- S. Yakovenko, **V. K. Mushahwar**, V. Vanderhorst, G. Holstege and A. Prochazka, "Spatiotemporal Activation of Lumbosacral Motoneurons in the Locomotor Cycle," *J Neurophysiol*, In Press

ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИЯ

Вивиан К. Мушахвар

Автор вводит новый подход к функциональной электростимуляции. Этот метод, известный как интраспинальная микроstimуляция, влечет за собой имплантацию очень мелких, похожих на волосы проводов внутри спинного мозга и электрические импульсы через эти провода, с целью вызвать функциональные движения ног. Микропровода вводятся в области мозга, которые содержат специализированную нейронную схему для управления движениями ног.

**MEDICAL AND PHARMACEUTICAL INHALATION AEROSOLS RESEARCH**

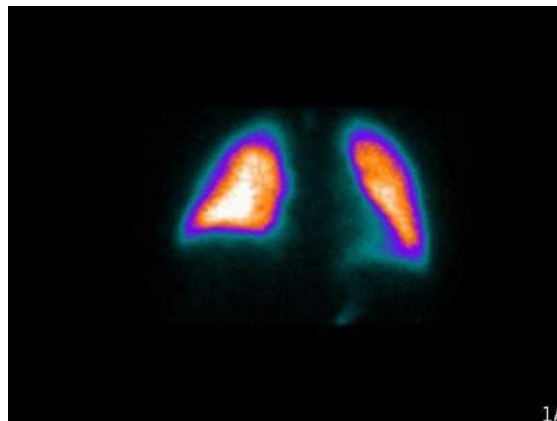
Warren Finlay, Ph.D.

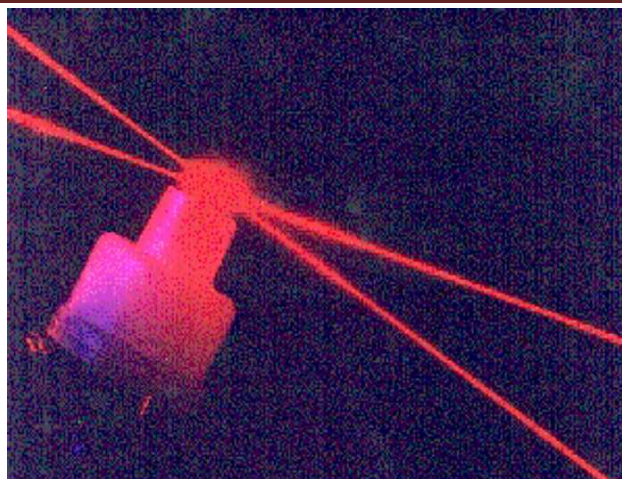
Department of Mechanical Engineering

University of Alberta Edmonton, CANADA T6G 2G8 Phone: (780) 492-4707 Fax: (780) 492-2200
house software and, to a lesser extent, standard Email: warren.finlay@ualberta.ca

Inhalation aerosols are often used to treat asthma and other lung diseases (by way of "puffers" or inhalers). The Aerosol Research Laboratory in the Department of Mechanical Engineering offers PhD and MSc degrees on research topics involving all aspects of the mechanics of pharmaceutical and medical inhalation to the lung in order to improve our ability to treat disease by the inhaled aerosol route. Much of this work is a collaborative effort with various major pharmaceutical companies and consortiums.

Experimental equipment in the laboratory includes a variety of aerosol particle sizing instruments (phase Doppler anemometer, laser diffraction equipment, cascade and virtual impactors, and time-of-flight systems), human breathing simulation (including plethymograph and breath simulation apparatus), as well as standard chemical assay equipment and a wide variety of aerosol generation and pharmaceutical aerosol apparatus. In addition, in collaborative efforts with the Department of Radiology and Diagnostic Imaging, modern scintigraphic radioimaging equipment is available for determining the deposition of aerosols in human subjects or casts. Numerical research is done on workstations with advanced models of the multiphase flow in the respiratory tract, using both in house software and, to a lesser extent, standard commercial computational fluid dynamic software.





In collaborations with the Faculty of Pharmacy and Pharmaceutical Sciences, advanced analytical laboratory equipment is available and used in the development and design of pharmaceutical inhalation formulations.

Further information on this research area is available at <www.mece.ualberta.ca/ARLA>.

Recent Publications

1. Lange, C. F., Hancock, R. E. W., Samuel, J., and Finlay, W. H. "In vitro aerosol delivery and regional airway surface liquid concentration of a liposomal cationic peptide", *J. Pharm. Sci.*, in press.
2. DeHaan, W. H. & Finlay, W. H. 2001 "In Vitro monodisperse aerosol deposition in a mouth and throat with six different inhalation devices", *J. Aerosol Med.*, in press.
3. Desai, T. R., Li, D., Finlay, W. H., and Wong, J. P. 2001 "Determination of Surface Free Energy of Interactive Dry Powder Liposome Formulations Using Capillary Penetration Technique", *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces* 22:107-113.
4. Finlay, W. H. and Gehmlich, M. G. 2000 "Inertial sizing of aerosol inhaled from two dry powder inhalers with realistic breath patterns vs. constant flow rates", *Int. J. Pharm.* 210:83-95.
5. Finlay, W. H., Lange, C. F., Li, W.-I., Hoskinson, M. 2000 "Validating deposition models in disease: what is needed?", *J. Aerosol Med.* 13:381-385.
6. Stenton, G. R., Kim, M.-K., Hwang, P.-H., Park, J.-G., Nohara, O., Hirji, N., Wills, F., Gilchrist, M., Finlay, W. H., Jones, R. I., Befus, A. D., Schreiber, A. D. 2000 "Aerosolised Syk Antisense suppresses Syk expression, mediator release from alveolar macrophages and pulmonary inflammation", *J. Immunol.*, 164:3790-3797.
7. Lee, Z. L., Berridge, M. S., Finlay, W. H., Heald, D. L. 2000 "Mapping PET-Measured Triamcinolone Acetonide (TAA) Aerosol Distribution into Deposition by Airway Generation", *Int. J. Pharm.* 199:716.
8. Lange, C. F. & Finlay, W. H. 2000 "Overcoming the adverse effect of humidity in aerosol delivery via pMDIs during mechanical ventilation", *Am. J. Resp. Crit. Care Med.* 161: 1614-1618.
9. Stapleton, K. W., Guentsch, E., Hoskinson, M. K. & Finlay, W. H. 2000 "On the suitability of k-epsilon turbulence modelling for aerosol deposition in the mouth and throat: a comparison with experiment", *J. Aerosol Sci.* 31:739-749.
10. Finlay, W. H., Lange, C. F., King, M. & Speert, D. 2000 "Lung delivery of aerosolized dextran", *Am. J. Resp. Crit. Care Med.* 161:91-97.
11. Finlay, W. H. & Zuberbuhler, P. 1999 "In vitro comparison of salbutamol non-CFC (Airomir®) MDI aerosols inhaled during pediatric tidal breathing from five valved holding chambers", *J. Aerosol Med.* 12:285-291.
12. Stapleton, K. W. & Finlay, W. H. 1999 "Remarks on the paper 'Estimation of the size distribution of aerosols produced by jet nebulizers as a function of time'", *J. Aerosol Sci.* 30:393-395, 1999.
13. Finlay, W. H. & Stapleton, K. W. 1999 "Undersizing of droplets from a vented nebulizer caused by aerosol heating during transit through an Anderson impactor", *J. Aerosol Sci.* 30:105-109.
14. Finlay, W. H. 1998 "Estimating the type of hygroscopic behaviour exhibited by aqueous droplets", *J. Aerosol Med.* 11:221-229.
15. Finlay, W. H. and Smaldone, G. C. 1998 "Hygroscopic behaviour of nebulized aerosols: not as important as we thought?", editorial in *J. Aerosol Med.* 11:193-195.
16. Finlay, W. H. & Zuberbuhler, P. 1998 "In vitro comparison of beclomethasone and salbutamol MDI aerosols inhaled during pediatric tidal breathing from four valved holding chambers", *Chest* 114:1676-1680.
17. Finlay, W. H., Hoskinson, M. and Stapleton, K. W. "Can models be trusted to subdivide lung deposition into alveolar and tracheobronchial fractions?", invited paper in *Respiratory Drug Delivery VI*, Hilton Head Island, South Carolina, May 3-7, 1998. Ed. R. N. Dalby, P. R. Byron, & S. J. Farr. Interpharm Press, pages 235-24.
18. Finlay, W. H. 1998 "Inertial sizing of aerosol inhaled during pediatric tidal breathing from an MDI with

22. attached holding chamber", Int. J. Pharmaceutics, 168:147-152. Finlay, W. H. and Wong, J. P. 1998 "Regional lung deposition of nebulized liposome-encapsulated cipro-
23. floxacin", Int. J. Pharmaceutics, 167:121-127. Finlay, W.H., Stapleton, K. W., Zuberbuhler, P. 1998 "Variations in predicted regional lung deposition of
24. salbutamol sulphate between 19 nebulizer models", J. Aerosol Med. 11:65-80. Finlay, W. H., Stapleton, K. W. and Zuberbuhler, P. 1998 "Comparisons between inhaled fine particle
25. fractions and lung dose for nebulized aerosols", J. Aerosol Med. 11:S65-S72.

ИССЛЕДОВАНИЕ МЕДИЦИНСКИХ И ФАРМАЦЕВТИЧЕСКИХ ИНГАЛЯЦИОННЫХ АЭРОЗОЛЕЙ

Уоррен Финлэй

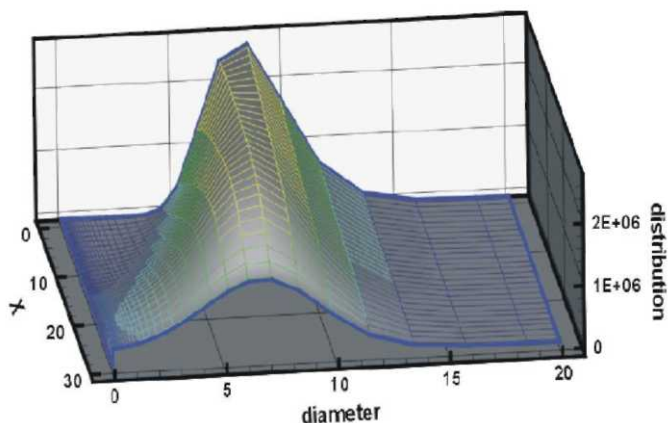
Вдыхание аэрозолей часто используются для лечения астмы и других заболеваний легких. Научно-исследовательская лаборатория Аэрозолей Инженерно-механического факультета предлагает темы исследований с участием всех аспектов механики фармацевтической и медицинской ингаляции легких, с целью улучшить возможности лечения заболеваний. Большая часть этой работы является результатом совместных усилий с различными крупными фармацевтическими компаниями и консорциумами.

LUNG DEPOSITION AND LOCAL CONCENTRATION OF INHALED DRUGS

Carlos F. Lange, Ph.D.
 Department of Mechanical Engineering, University of Alberta
 Edmonton, CANADA
 Email: carlos.lange@ualberta.ca

At the Aerosol Research Laboratory of Alberta (ARLA) we are concerned with all aspects of the delivery of pharmaceutical aerosols to the lung. One particular line of research deals with the computational simulation of the amount of drug deposited in each lung generation. This research is being extended to also simulate the concentration of drug in the mucus and in the airway surface liquid (ASL) following inhalation.

Traditional numerical simulations of aerosol deposition in the lung were mostly designed to predict lung deposition with multiple breaths /tidal breathing devices. Some numerical models that could simulate more accurately single breath devices were not able to predict the complex hygroscopic behaviour typical of pharmaceutical aerosols. A new multiphase flow model recently developed at the ARLA extends the possibilities of lung deposition simulation to single breath devices that deliver hygroscopic aerosols. Besides the further numerical development of this new simulation tool, a series of experimental studies with controlled temperature and humidity conditions will be conducted. They aim at producing adequate data for the validation of this new model and to improve our understanding about the complex physical processes involved. To provide the model with more accurate boundary conditions a microprobe is being developed using MEMS for bronchial measurements of temperature and humidity.



Representation of polydisperse droplet evaporation by new multiphase model.

When new topically acting drugs, such as antibiotics and mucolytics, are developed for use in the lungs, companies and researchers want to know if minimum levels of concentration can be reached by any of the existing delivery devices. In collaboration with the Pulmonary Research of the Department of Medicine the first numerical

simulation of the liquid layer that coats the airways (mucus + periciliary liquid = ASL) is being developed at the ARLA. This ground-breaking simulation model, when used in conjunction with our lung deposition simulation, allows us to estimate for the first time local concentrations of drugs after inhalation. Several experimental studies are planned to validate and improve the ASL simulation.

More information about these and other projects and a list of publications can be found at the ARLA homepage: <www.mece.ualberta.ca/ARLA>.

ОСАЖДЕНИЕ В ЛЕГКИХ И ЛОКАЛЬНАЯ КОНЦЕНТРАЦИЯ ИНГАЛИРУЕМЫХ ЛЕКАРСТВЕННЫХ ВЕЩЕСТВ

Карлос Ф. Ланге

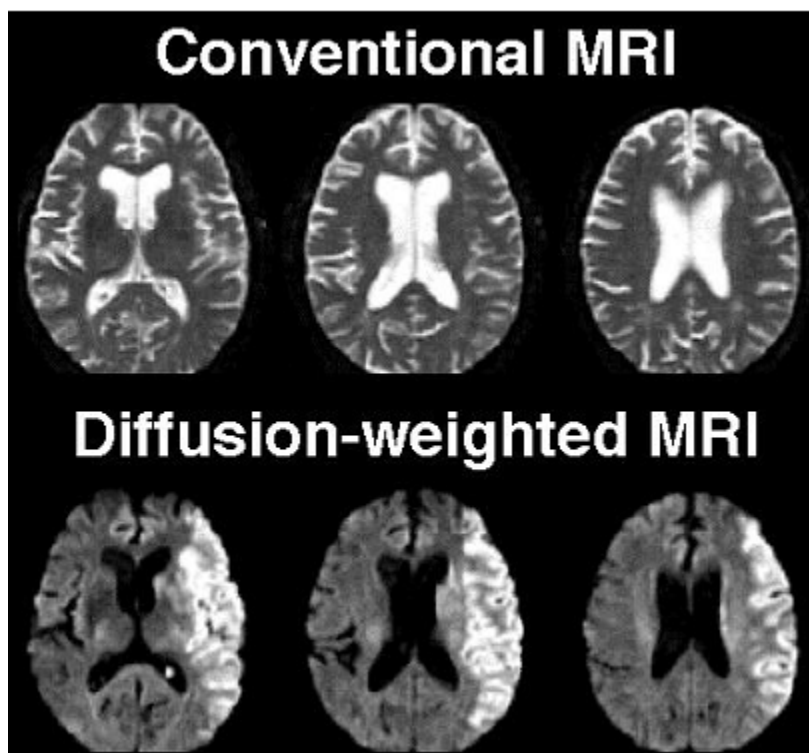
В научно-исследовательской лаборатории аэрозолей университета Альберты проводятся исследования, затрагивающие все аспекты доставки фармацевтических аэрозолей в легкие. Одним из конкретных направлений исследований является компьютерное моделирование количества препарата, осаждающегося в легких. Это исследование в настоящее время продолжается в имитировании концентрации препарата в слизи и в дыхательных путях после ингаляции.

APPLICATIONS OF MRI TO CEREBROVASCULAR DISEASE

Christian Beaulieu, Ph.D.

Department of Biomedical Engineering University of Alberta christian.beaulieu@ualberta.ca

Our research program focuses on the biomedical applications of magnetic resonance imaging (MRI) to neurological disorders with a primary focus on stroke. In addition to providing clinically relevant information, MRI can be used for basic research and thus can improve our understanding of the pathophysiology and evolution of various neurological diseases such as stroke. Stroke ("brain attack"), either due to a blockage or rupture of a blood vessel in the brain, is the third leading cause of death and the number one cause of adult disability in Canada. Despite the prevalence and severity of the disease, it is only within the last few years that the first and only approved drug for acute stroke, i.e. tissue plasminogen activator, tPA ("clot buster") was approved. Hence, there is much excitement in the stroke community about this new therapy. However, this new drug can be used "safely" in only a subgroup of patients. Identifying those patients that stand the best chance of benefiting or identifying those patients for whom the drug may be fatal are two roles which new MRI techniques will have an impact. MRI can also monitor the efficacy of that treatment and to evaluate new drug therapies under development. Furthermore, there is much to learn on how the brain responds to and recovers from stroke.



Sophisticated fast imaging MRI techniques such as diffusion-weighted imaging (DWI) and perfusion-weighted imaging (PWI) are used to delineate abnormal areas of the brain immediately after the stroke whereas other imaging techniques such as computed tomography (CT) or conventional MRI often do not demonstrate any changes at early timepoints (see figure). These non-invasive functional analyses of the brain form the cornerstone of our investigations. An extension of DWI is diffusion-tensor imaging (DTI) which is used to study the integrity of the white matter ("the wiring") in the brain.

In this sort of multi-disciplinary research, students are exposed to MRI pulse programming, technique development, data acquisition, image post-processing, data analysis, and application of those developments to a particular physiological problem or disease. Hence, many of the projects tend to span the entire range from physics and engineering on one end to biology and medicine on the other end. Our research is application driven but nonetheless always entails technical development in order to answer the research question appropriately. To summarize, the main areas of research are (1) diffusion/perfusion MRI studies of stroke, (2) diffusion-tensor MRI studies of brain white matter development and abnormalities, (3) MRI detection of hemorrhage, and (4) quantitative MRI for stroke. In the clinical studies, there are close collaborations between the research scientists in our group with personnel in Neurology and Radiology. Our lab is part of the In Vivo NMR Facility and utilizes a research-dedicated, state-of-the-art 3T MRI magnet. The recent purchase of two additional well-equipped magnets (1.5T and 4.7T, the latter being the most powerful field in Canada) have expanded our research capabilities enormously. These magnets are housed in the new Centre for the Evaluation of Human Function and Disease located directly under the Emergency wing of the University of Alberta Hospital.

Relevant Publications

- Beaulieu, C. and Allen, P.S. Determinants of anisotropic water diffusion in nerves. *Magn. Reson. Med.* **31**, 394-400 (1994).
- Beaulieu, C. and Allen, P.S. Water diffusion in the giant axon of the squid: implications for diffusion-weighted MRI of the nervous system. *Magn. Reson. Med.* **32**, 579-583 (1994).
- Beaulieu, C., Does, M.D., Snyder, R.E., and Allen, P.S. Changes in water diffusion due to Wallerian degeneration in peripheral nerve. *Magn. Reson. Med.* **36**, 627-631 (1996).
- Els, T., Rother, J., Beaulieu, C., de Crespigny, A., and Moseley, M.E. Hyperglycemia delays terminal depolarization and enhances repolarization after peri-infarct spreading depression as measured by serial diffusion MR mapping. *J. Cereb. Blood Flow Metab.* **17**, 591-595 (1997).
- Yenari, M.A., Beaulieu, C., Steinberg, G.K., and Moseley, M.E. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging characteristics of hemorrhagic transformation in experimental embolic stroke. *J. Neuroimaging* **7**, 227-231 (1997).
- Yenari, M.A., Lee, L.K., Beaulieu, C., Sun, G.H., Kunis, D., Chang, D., Albers, G.W., Moseley, M.E., and Steinberg, G.K. Thrombolysis with reteplase, an unglycosylated plasminogen activator variant, in experimental embolic stroke. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Disease* **7**, 179-186 (1998).
- Does, M.D., Beaulieu, C., Allen, P.S., and Snyder R.E. Multicomponent magnetization transfer and T₁ in peripheral nerve. *Magn. Reson Imaging* **16**, 1033-1041 (1998).
- Beaulieu, C., Fenrich, F.R., and Allen, P.S. Multicomponent water proton transverse relaxation and T₂-discriminated water diffusion in myelinated and nonmyelinated nerve. *Magn. Reson Imaging* **16**, 1201-1210 (1998).
- Busch, E., Beaulieu, C., de Crespigny, A., and Moseley, M.E. MR diffusion changes during acute experimental subarachnoid hemorrhage. *Stroke* **29**, 2155-2161(1998).
- Beaulieu, C., Busch, E., Rother, J., de Crespigny, A.J., Hsia, C.J.C., and Moseley, M.E. Poly-nitroxyl albumin reduces infarct size in transient focal cerebral ischemia in the rat: potential mechanisms studied by MRI. *J. Cereb. Blood Flow Metab.* **18**, 1022-1031 (1998).
- Beaulieu, C. and Moseley, M.E. Current review of diffusion- and perfusion-weighted MRI in clinical stroke, in *Current Review of Cerebrovascular Disease*, 3rd Edition (Editors : Marc Fisher and Julien Bogousslavsky), Butterworth-Heinemann, Boston. pp 53-64, 1998.
- Marks, M.P., Tong, D.C., Beaulieu, C., Albers, G.W., de Crespigny, A., and Moseley, M.E. Evaluation of early reperfusion and intravenous tPA therapy using diffusion- and perfusion-weighted MRI. *Neurology* **52**, 1792-1798 (1999).
- Beaulieu, C., de Crespigny, A., Tong, D.C., Moseley, M.E., Albers, G.W., and Marks, M.P. Longitudinal MRI study of perfusion and diffusion in stroke: evolution of lesion volume and correlation with clinical outcome. *Ann. Neurol.* **In press**.
- Beaulieu, C., D'Arceuil, H., Hedehus, M., de Crespigny, A., Kastrup, A., and Moseley, M.E. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging: application to neurologic disorders in children, in *Seminars in Pediatric Neurology*, (Editor : John B. Bodensteiner). **In press**.

ПРИМЕНЕНИЕ МРТ ПРИ ЦЕРЕБРОВАСКУЛЯРНЫХ ЗАБОЛЕВНИЯХ

Кристиан Бьюлиу

Программа исследования направлена на биомедицинское применение магнитно-резонансной томографии (МРТ) при неврологических расстройствах, в особенности инсультах. В дополнение к предоставлению клинически значимой информации, МРТ может использоваться и для проведения фундаментальных исследований и таким образом может улучшить наше понимание патофизиологии и эволюции различных неврологических заболеваний, таких как инсульт.

BIOMEDICAL TOPICS IN LIGAMENT RECONSTRUCTION AND PULMONARY RESEARCH

Alidad Amirfazli

Department of Mechanical Engineering, University of Alberta a.amirfazli@ualberta.ca

Our group has two distinct interests in the area of biomedical engineering. The first area is experimental and numerical simulation studies on reconstruction of knee ligaments. The second area is particle-lung interaction studies. Both of these programs are highly interdisciplinary and are conducted in collaborations with local hospitals. The individuals involved have the opportunity to interact with scientists, practicing biomedical engineers and medical doctors. In addition we have some unique experimental set-ups and have access to the latest software used for structural modeling. Below is a brief explanation of each of these activities. For more information visit: www.mece.ualberta.ca/staff/alidad.

Ligament Reconstruction

The anterior cruciate ligament (ACL) in knee is one of the most commonly damaged ligaments in the body. It is estimated that 1 in 3000 people in the general population sustain ACL injuries. In 70% of cases ligament replacement by a graft is the only remedy. Graft fixation to the bone is the weakest link in ACL reconstructions in the early postoperative period. Fixation methods must be rigid and stiff to begin safe and early rehabilitation. Our focus is to find better techniques of fixing the graft to the bone (i.e. femur and tibia). We use numerical simulation and model animal experiments to improve on fixation methods currently used.

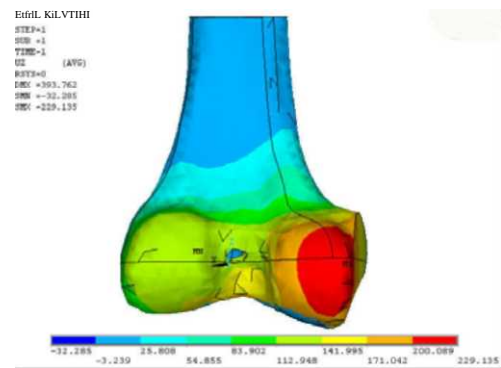


Figure 1 - Modeling of femur stress



Figure 2 - Testing new soft tissue fixation technique

Particle-Lung Interactions

Drug delivery by inhalation (similar to "puffers" used by asthmatic patients) is fast becoming the method of choice to cure or control a variety of diseases, e.g. diabetes. The reason for this intense attention in recent years is favorable pharmacokinetics, ability to deliver new "designer drugs" based on proteins, and ease of administration. There are, however, questions regarding lung-drug particle interactions that need further fundamental investigation, e.g. translocation of particles through liquid lining the airways (i.e. mucus and the covering surfactant layer).

Our research is focused on elucidating the lung-particle interactions from an energetic/ thermodynamic perspective. For this purpose we study the wetting behavior of microparticles. The goal is to use such understanding to design self-directed intelligent drug delivery systems.

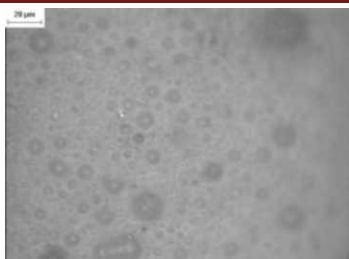


Figure 3 - Microparticles at the liquid-air interface

БИОМЕДИЦИНСКИЕ АСПЕКТЫ В РЕКОНСТРУКЦИИ СВЯЗОК И ИССЛЕДОВАНИИ ЛЕГКИХ

Алидад Амирфазли

Исследователи работают над двумя отдельными областями биомедицинской инженерии. Первая область представляет собой экспериментальные и численные исследования в моделировании и реконструкции связок колена. Вторая область исследования взаимодействия частиц легких. Обе эти программы являются междисциплинарной и проводятся в сотрудничестве с местными больницами.



СЕКЦИЯ 2

БИОКИБЕРНЕТИКА И МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

СВЯЗАННОСТЬ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МОЗГА И МОТОРИКИ В РАННЕЙ СТАДИИ БОЛЕЗНИ ПАРКИНСОНА

Сушкова О.С.¹, Габова А.В.², Карабанов А.В.³, Кершнер И.А.⁴, Обухов К.Ю.⁴,
Обухов Ю.В.¹

1 - Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН

2 - Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН

3 - Научный центр неврологии РАН

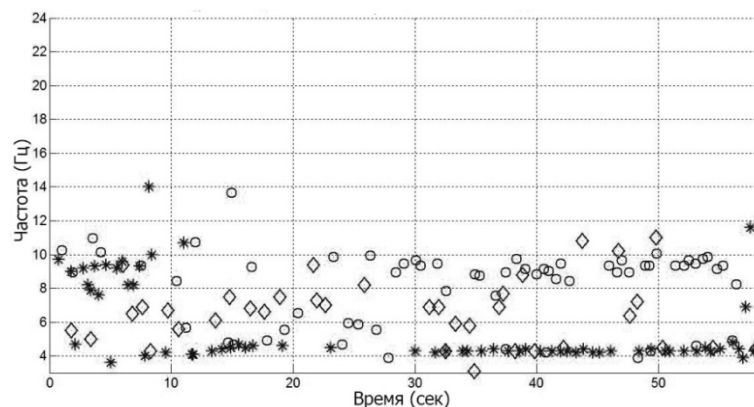
4 - Московский физико-технический институт

o.sushkova@mail.ru

Одним из путей поиска признаков болезни Паркинсона (БП) является совместный анализ сигналов разной модальности – электроэнцефалограммы (ЭЭГ), электромиограммы (ЭМГ) и механического тремора (МТ), измеряемого с помощью акселерометров. Такой анализ может привести к пониманию особенностей частотной структуры ЭЭГ, синхронизации ЭЭГ и тремора и в результате привести к более надежному распознаванию по электрофизиологическим признакам БП в ранних стадиях. В работах [1-2] был предложен метод анализа ЭЭГ, направленный на выделение признаков паркинсонизма в ранней стадии. Он основан на выделении экстремумов вейвлет спектрограмм сигналов ЭЭГ и анализе частотно-временного распределения этих экстремумов в различных пространственных участках коры головного мозга.

В настоящей работе приведены результаты совместного анализа частотно-временных распределений экстремумов ЭЭГ, ЭМГ и МТ при паркинсонизме в ранней стадии и в норме, при этом для анализа мышечной активности использовалась огибающая амплитудно-модулированного высокочастотного ЭМГ. Оцифрованные записи ЭЭГ фильтровались полосовым фильтром Баттерворта 4-ого порядка от 0,1 до 35 Гц, а записи ЭМГ - тем же фильтром от 60 до 90 Гц. Огибающая сигнала ЭМГ вычислялась с помощью преобразования Гильберта, как описано в работе [3].

На рис.1 представлены частотно-временные распределения экстремумов вейвлет спектрограмм ЭЭГ, ЭМГ и МТ пациента на 1-й стадии БП по принятой в медицине качественной шкале Хен-Яра, описывающей развитие БП.



а

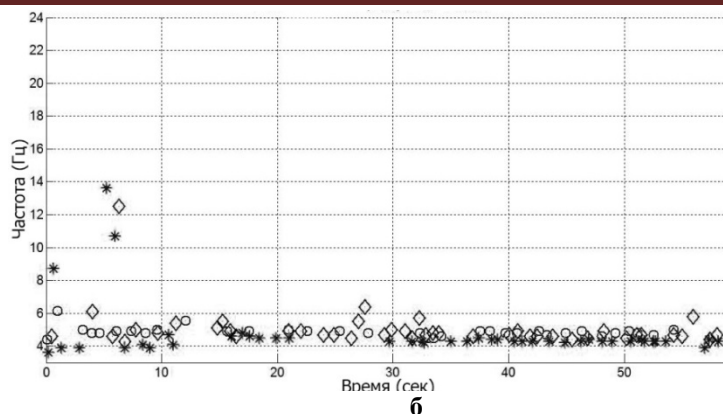


Рисунок 1 - Частотно-временные распределения экстремумов вейвлет спектрограмм ЭЭГ, ЭМГ и МТ. а) отведение С3 в левом полушарии скальпа (кружочки) и контралатеральных МТ (звездочки) и ЭМГ (ромбики) правой руки больного на 1 стадии БП по качественной шкале Хен-Яра. б) то же для правого полушария и левой руки.

Из рис.1б видно, что экстремумы в «больной» моторной зоне правого полушария частотно скоррелированы с экстремумами МТ и огибающей ЭМГ. Напротив, в еще здоровом левом полушарии мозга (1а) такой корреляции нет. Следует отметить, что величина экстремумов МТ в левой руке на 2 порядка меньше таковой в правой руке. Это означает, что наличие ритма ЭЭГ в низкочастотном диапазоне 4-6 Гц, так называемого тета ритма и его межполушарная асимметрия, является признаком паркинсонизма в ранней стадии.

Известно, что характерным признаком паркинсонизма является дезорганизация различных систем организма человека [4]. Доминирующий ритм ЭЭГ имеет амплитуду, превосходящую амплитуду других частотных диапазонов. Множество частот отдельных локальных максимумов отражает диапазон частот доминирующего ритма ЭЭГ. В норме все вершины пиков составляют четко выраженный хребет, представляющий собой альфа ритм, что говорит о достаточной стабильности частоты доминирующего ритма ЭЭГ у здорового человека. У пациентов на 1-ой стадии БП происходит значительная дезорганизация этой вейвлет спектрограммы.

Для количественной оценки степени дезорганизации доминирующего ритма можно использовать корреляционную матрицу частотных гистограмм экстремумов во временных окнах порядка 10 секунд. Например, при времени записи 160 секунд получается симметричная корреляционная матрица размером 16x16 с единичной диагональю. В норме корреляционные матрицы содержат значительное число больших коэффициентов корреляции, и, наоборот, у пациента с БП корреляционные матрицы содержат значительное число малых коэффициентов корреляции. Поэтому оценкой степени дезорганизации ритмов могут быть гистограммы коэффициентов корреляции в корреляционной матрице.

На рис. 2 представлены гистограммы коэффициентов корреляции для отведений С3 и С4 пациента в 1-й стадии БП. Видно, что распределение коэффициентов корреляции в «больном» полушарии сдвинуто в сторону малых коэффициентов корреляции по сравнению со «здоровым» полушарием мозга.

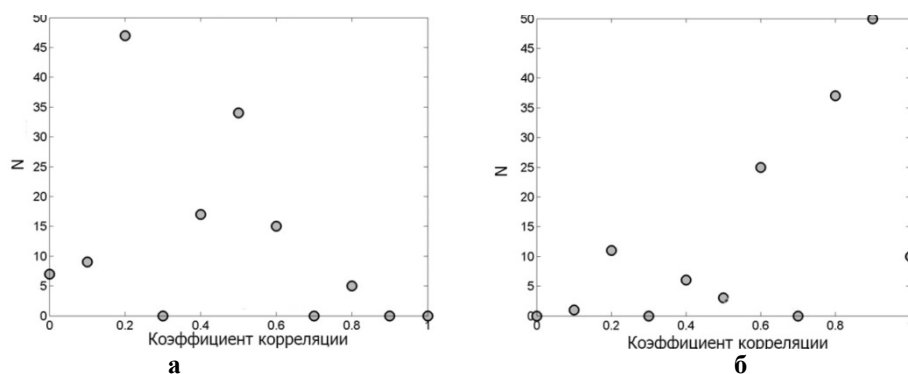


Рисунок 2 - Гистограммы коэффициентов корреляции частотных гистограмм экстремумов вейвлет спектрограмм в 10 секундных временных окнах: а) отведение С3 левого «больного» полушария и б) отведение С4 правого «здорового» полушария.

Таким образом, разработан новый метод анализа частотно-временной динамики фоновой электрической активности мозга, с помощью которого обнаружены, по меньшей мере, три основных признака болезни Паркинсона (БП) в ранней стадии: 1) межполушарная асимметрия частотно-временных характеристик (ЭЭГ) в

центральных отделах моторной зоны коры головного мозга; 2) возникновение ритма ЭЭГ в этих отделах в частотном диапазоне 4-6 Гц и его связанность с электромиограммами (ЭМГ) и механическим тремором контралатеральных конечностей при дрожательной форме БП; 3) дезорганизация доминирующего ритма, соответствующая общим представлениям о дезорганизации различных систем при БП.

Работа поддержана РФФИ, проект № 12-02-00611-а и Программой Президиума РАН «Фундаментальные науки – медицине».

Библиографический список

1. Обухов Ю.В., Королев М.С., Габова А.В. и др. Способ ранней электроэнцефалографической диагностики болезни Паркинсона – патент РФ, - 2484766, 20.06.2013.
2. Обухов Ю.В., Анциперов А.В., Гехт А.Б. и др. Частотно-временной анализ электрической активности мозга при болезни Паркинсона. В кн. Нейродегенеративные заболевания: фундаментальные и прикладные аспекты / под ред. М.В. Угрюмова – М. : Наука, 2010. – ISBN 978-5-02-036710-4, с. 112-136.
3. Вакман Д.Е., Вайнштейн Л.А.. Амплитуда, фаза, частота – основные понятия теории колебаний. // Успехи физических наук. – 2000. - Том. 123, Номер. 4, - С. 657-682.
4. Вейн А.М., Голубев В.Л., Яхно Н.Н. Паркинсонизм с позиций функционально-неврологического анализа // Паркинсонизм: Вопросы клиники, патогенеза и лечения. М. 1974. С. 57-65.

INTERDEPENDENCY OF THE BRAIN ELECTRICAL ACTIVITY AND MOTORICS IN THE EARLY STAGE PARKINSON'S DISEASE

Sushkova O.S.¹, Gabova A.V.², Karabanov A.V.³, Kershner I.A.⁴, Obukhov K.Y.⁴,
Obukhov Y.V.¹

¹Kotel'nikov Institute of Radioengineering and Electronics of RAS

²Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology of RAS

^{1,2} ³Scientific Centre of Neurology of RAS

⁴Moscow Institute of Physics and Technology

o.sushkova@mail.ru

A new method of analyzing of the time-frequency dynamics of background electrical activity of the brain are described by means of which at least three main features of Parkinson's disease (PD) in the early stage are detected: 1) interhemispheric asymmetry of the time-frequency characteristics (EEG) in the central leads of the motor area of the cerebral cortex; 2) the emergence of EEG rhythm in these leads in the frequency range of 4-6 Hz and its relatedness to the electromyograms (EMG) and mechanical tremor of the contralateral limbs in the tremor form of PD; 3) disorganization of the dominant rhythm corresponding to the general ideas about the disorganization of the various systems in Parkinson's disease.



МЕТОД ОБРАБОТКИ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ШУМОВ ДЛЯ ОПИСАНИЯ СОСТОЯНИЯ БРОНХО-ЛЕГОЧНОЙ СИСТЕМЫ НОВОРОЖДЕННЫХ

Буреев А. Ш.¹, Жданов Д. С.¹, Земляков И. Ю.², Михалев Е.В.², Светлик М. С.^{2,3}, Сырямкин В. И.³

1 - Общество с ограниченной ответственностью «Диагностика +», D_S_Zhdanov@mail.ru

2 - ГБОУВПО Сибирский государственный медицинский университет

3 - Национальный исследовательский Томский государственный университет

Заболевания легких являются одной из значимых причин ухудшения здоровья во всем мире. В странах Евросоюза хронические обструктивные болезни легких (ХОБЛ), в том числе бронхиальная астма, вызываемые плохими экологическими условиями, курением и прочими факторами, наблюдается у 10-25% населения [3,4].

Считается, что ХОБЛ занимают 4 место в мире и 3 место в Европе среди причин смерти. Различные виды легочных инфекций, таких, как острый бронхит, пневмония и туберкулез, так же вносят значительный вклад в статистику смертей от легочных заболеваний. Известно, что ранняя диагностика и соответствующая терапия гарантируют излечение от этих заболеваний, существенно снижают риск возникновения нежелательных осложнений [7].

Долгое время основным способом диагностики заболеваний бронхо-легочной сферы являлась аускультация легких. Этот метод был предложен в 1821 французским врачом Р. Лаеннеком и сейчас является наиболее простой и доступной диагностической процедурой, используемой во врачебной практике [6,7].

С введением в широкую практику рентгенологических и эндоскопических методов исследований, роль аускультации в диагностике заболеваний легких значительно снизилась [5]. Основным недостатком метода

являются субъективность оценки дыхательных шумов врачом при их анализе: диагностическое заключение зависит от многих трудно учитываемых и субъективных факторов [3,4].

Субъективность восприятия дыхательных шумов можно объяснить следующим. До 80% взрослых людей обладают музыкальным слухом, но всего лишь 12-15% из них обладают музыкальной памятью. Музыкальный слух подразумевает способность восприятия как отдельных музыкальных элементов или качеств музыкальных звуков (высоты, громкости, тембра), так и функциональных связей между ними в музыкальном произведении (ладовое чувство, чувство ритма). К 50 годам острота слуха у мужчин и женщин сравнивается, и примерно в 2 – 2,5 раза ниже, чем в возрасте 25 лет, однако способность к восприятию высокочастотных тембровых составляющих у него сохраняется. К 65 годам острота слуха снижается примерно в 3 раза, человек перестает слышать тембровые оттенки звука выше 10-11 кГц. Указанные изменения связаны со склерозированием внутреннего уха [8]. Использование современных достижений электроники в определенной мере позволяет компенсировать возрастные изменения органов слуха.

В настоящее время, в большинстве случаев, первичную диагностику наличия патологий бронхо-легочной системы человека осуществляют посредством аускультативного метода. Основным его недостатком являются субъективность оценки врачом получаемых данных, базирующаяся на особенностях слуха врача и накопленного им опыта. Для устранения субъективности в процессе постановки диагноза заболевания пациента на рынке медицинской техники имеются электронные стетоскопы (Littman 3100, 3200, 44100 (США), JABES (республика Корея), позволяющие производить запись и первоначальный анализ респираторных данных с целью вынесения предварительного диагноза. Диагноз ставится на основании сравнения получаемых данных с некоторым набором эталонных сигналов. Также, на рынке медицинской техники присутствует отечественная разработка – бронхофонограф «ПАТТЕРН-01», выпускаемый малыми партиями в г. Зеленоград. Данный бронхофонограф предоставляет возможности оценки врачом спектральных характеристик дыхания пациента. Недостаток данной модели бронхофонографа заключается в том, что акустические данные получаются непосредственно из ротовой полости пациента, что делает невозможным его использование для оценки параметров дыхания новорожденных в силу физиологических причин. Кроме этого, бронхофонограф «ПАТТЕРН-01» имеет значительные габариты и предназначен для использования только внутри медицинского учреждения совместно с персональным компьютером, на котором установлено специализированное программное обеспечение. Использование данного комплекса возможно лишь после специальной подготовки врача. Под подготовкой понимается получение врачом навыка интерпретации предоставляемых бронхофонографом «ПАТТЕРН-01» данных, что только повышает субъективность оценки состояния пациента.

Анализ дыхательных шумов в существующих электронных стетоскопах в настоящее время сводится к анализу спектральных их составляющих. Результаты такого анализа не дают всего набора признаков, на основании которых можно корректно описать состояние бронхо-легочной системы как новорожденного, так и взрослого человека. Возможно оценить лишь распределение частот дыхания во времени, и, соответственно, по наличию тех или иных частот предположить наличие некоего патологического процесса, для которого данные частоты характерны.

В рамках государственного контракта № 14.514.11.4087 от 20.06.2013 г. «Разработка и исследование методов построения информационных образов бронхофонографических сигналов и алгоритмов распознавания признаков патологий для объективизации диагностики бронхо-легочных заболеваний в педиатрии», заключенного между Минобрнауки РФ и ООО «Диагностика +», была предложена методика автоматизированного выделения фаз вдоха/выдоха пациента на исследуемых бронхофонограммах и дальнейшего их описания с целью вынесения решения о наличии, либо отсутствии заболеваний бронхо-легочной системы пациента.

В общем случае методика включает в себя:

- фильтрацию полученных бронхофонограмм с целью устранения внешних помех, а также звуков сердцебиения;
- выделение фаз вдоха и выдоха, посредством использования некоторых свойств автокорреляционной функции;
- сохранение выделенных отрезков бронхофонограмм в виде траекторных матриц вдоха и выдоха;
- проведение фазовременного анализа (ФВА) выделенных отрезков бронхофонограмм с целью их описания.

Фазовременный анализ является разновидностью сингулярного спектрального анализа (ССА), в общем виде обладающего многомерностью. ССА – это совокупность ряда математических методов для анализа временных рядов, собранных в разные моменты времени. Согласно данному анализу, сигнал рассматривается как сумма составляющих: результат сложения шумовых, трендовых и периодических показателей. В частных случаях ССА рассматривает только один тип показателей; в нашем случае это были периодические сигналы вдоха и выдоха. Более подробно о методе ССА можно узнать из специальной литературы [1, 2]. Стоит отметить, что некоторыми своими чертами ССА напоминает частотный анализ Фурье. Оба метода представляют сигналы как сумму косинусов и синусов разных амплитуд и частот. Однако ССА обладает рядом преимуществ. Например, в ССА для трансформации не обязательно учитываются сингулярные разложения, даже те, которые подобно экспоненциальному паттерну или синусу не дают паттерна. Алгоритмы

предварительной обработки, фильтрации и ССА были отработаны авторским коллективом в среде математического проектирования MATLAB и реализованы в виде компьютерных программ на языке C/C++.

При проведении работ на базе кафедры педиатрии Сибирского государственного медицинского университета были набраны 20 обезличенных бронхофонограмм новорожденных (под руководством проректора по лечебной работе СибГМУ (г. Томск), Михалева Евгения Викторовича). Запись бронхофонограмм проводилась в состоянии сна или спокойного бодрствования ребенка в течение 1,5-2 минут. Для записи и регистрации дыхательных шумов использовался акустический датчик, построенный на базе МЭМС-микрофона, который устанавливался в проекции верхней доли правого легкого во II межреберье. Хранение записанных дыхательных звуков производилась в виде файлов стандарта Windows WAVE, частота преобразования $F_s = 44,1$ кГц, разрядность 16 бит. После получения бронхофонограмм проводилась их фильтрация программным полосовым КИХ-фильтром с полосой пропускания от 250 до 4000 Гц, звуки с частотой ниже 80 Гц (тоны сердца) и выше 6 кГц (высокочастотные шумы) подавлялись до уровня -80 дБ (в 10^4 раз). На рисунке 1 представлен исходный сигнал (длительность анализируемой записи составила 5 с), зашумленный звуковыми составляющими окружающей среды палаты, в которой производился съем акустических данных, а также содержащий в себе звуки биения сердца, которые препятствуют адекватному анализу слышимого дыхания.



Рисунок 1 – исходный акустический сигнал, получаемый в ходе исследования.

Ввиду отчетливо выраженного сердцебиения новорожденного для подготовки к проведению автоматизированной обработки полученного сигнала была проведена его фильтрация полосовым фильтром с конечной импульсной характеристикой (КИХ-фильтром) с целью выделения полезного акустического сигнала в диапазоне частот от 250 Гц до 4 кГц (Рисунок 2). Из представленного на рисунке 2 графического представления полученных дыхательных шумов видно, что после проведения предварительной обработки полученной бронхофонограммы были выделены 5 дыхательных циклов (под циклом понимается последовательность – вдох/выдох), которые подверглись дальнейшему анализу с целью их идентификации (отнесение соответствующих участков к вдохам либо к выдохам новорожденного) и формирования образа, описывающего данную бронхофонограмму.



Рисунок 2 – Результат выделения акустического сигнала из полученной бронхофонограммы

Автоматическая процедура выделения дыхательного цикла базировалась на некоторых свойствах автокорреляционной функции бронхофонграммы, в итоге определялись участки бронхофонограммы, которые можно было формально отнести к вдохам или к выдохам новорожденного. Результаты автоматического выделения дыхательных циклов представлены на Рисунке 3.

В результате автоматического анализа бронхофонограммы в рассматриваемом случае было выделено четыре из пяти дыхательных циклов, которые отправлялись на дальнейшую обработку. Отбор дыхательных циклов объясняется тем, что разработанный алгоритм анализа оказался чувствительным к уровню их автокорреляции.

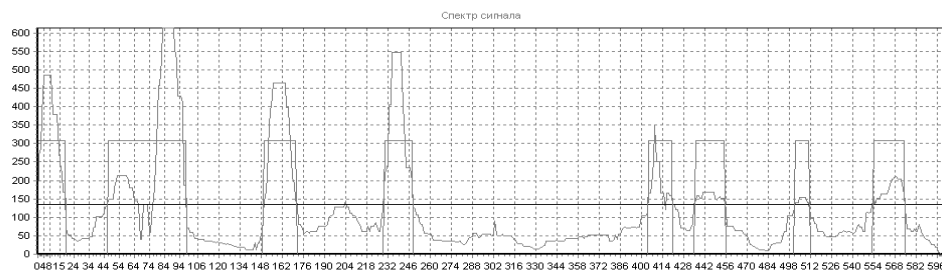


Рисунок 3 - Результаты выделения циклов вдох/выдох исследуемой бронхофонограммы на фоне значений автокорреляционной функции. Горизонтальная линия - порог выделения цикла. Прямоугольные области - выделенные участки бронхофонограммы.

Фрагменты бронхофонограммы сводились в матрицы вдохов и выдохов, где отдельный столбец матрицы соответствовал отдельной фазе дыхательного цикла. Сформированные матрицы подвергались процедуре ФВА. Результаты анализа представлены на рисунке 4.

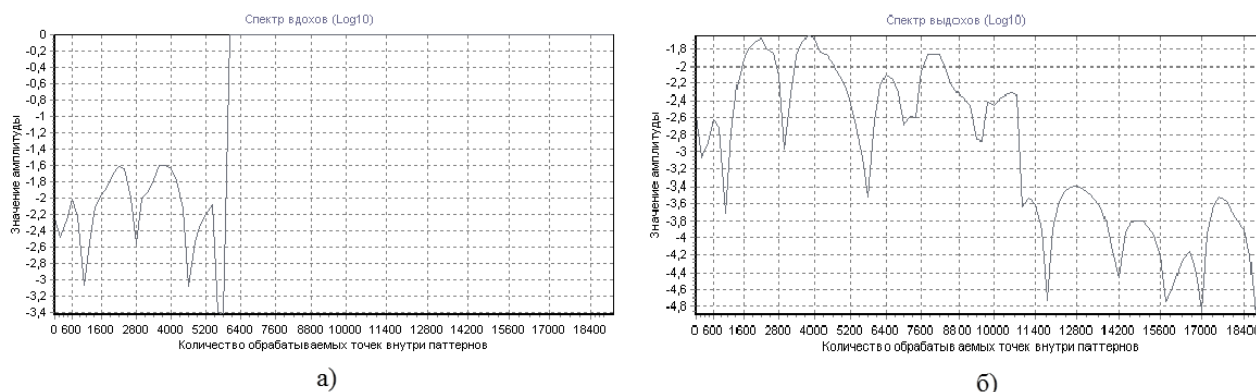


Рисунок 4 - Результаты ФВА вдохов (а) и выдохов (б) на исследуемой бронхофонограмме.

Сравнивая результаты обработки фрагментов бронхофонограммы в фазы вдоха и выдоха (Рисунок 4), можно отметить существенные качественные различия в картине распределения коэффициентов ФВА. Было принято считать распределение полученных коэффициентов ФВА образом, характеризующем свойства фаз вдоха или выдоха бронхофонограммы. Для удобства идентификации этих образов было рассмотрено несколько видов компактного представления в виде свертки. Одной из наиболее подходящих явилась свертка в виде

суммы моделей коэффициентов ФВА: $PTM = \sum_{i=1}^N |k_i|$, где N - количество коэффициентов ФВА, k_i - очередной коэффициент. Данный вид свертки получил условное название *PTM* (Phase Transformation Module, модуль фазового преобразования), отражающий суть свертки. Для рассмотренного примера были получены различные значения свертки для разных фаз дыхательного цикла: $PTM_{\text{вдоха}} = 60,74 \pm 2,7$ и $PTM_{\text{выдоха}} = 95,6 \pm 11,64$, различие между ними согласно F-критерию Фишера было достоверным ($P < 0,05$).

В ходе проведенных авторским коллективом работ было установлено, что использование ФВА для описания дыхательных шумов и хрипов новорожденных является перспективным методом, позволяющим проводить идентификацию и оценку некоторых параметров дыхания. Также показано достоверное различие результатов ФВА для фаз дыхания новорожденных, которые с точки зрения пошагового спектрального анализа на основе быстрого преобразования Фурье различаются незначительно. Это позволяет предположить, что проведение ФВА при исследовании патологических шумов и хрипов дыхания позволит проводить их формальное описание, выявить достоверные различия между ними и в итоге объективизировать процесс диагностики заболеваний бронхо-легочной сферы.

Библиографический список

1. Elsner, J. B., Tsonis, A. A. Singular Spectrum Analysis. A New Tool in Time Series Analysis // Plenum Press, 1996. – 164 p.
2. Nekrutkin, V. Perturbation expansions of signal subspaces for long signals // J. Stat. Interface, 2010, N3. – P. 297–319.
3. Sovijarvi A. R. A., Vanderschoot J., Earis J. E. Standardization of computerized respiratory sound analysis // Eur. Respir. Rev. 2000, Vol. 10. №77. P. 585–588.
4. Sovijarvi A., Vanderschoot J., Earis J. Computerized Respiratory Sound Analysis (CORSA): recommended standards for terms and techniques // EurRespir Rev. 2000. V. 10. № 77. P. 585–649.

5. Ицкович А. И., Шумарова Е. Ю., Коренбаум В. И. Современные проблемы анализа дыхательных шумов. // Тиохоокан. мед. журн., 2005, №2. С.11-13.
6. Коренбаум В. И., Тагильцев А. А. Кулаков Ю. В. Особенности акустических явлений, наблюдаемых при аускультации легких // Акуст. журн. 2003. Т. 49, № 3. С. 376–388.
7. Кривонос П. С., Крыжановский В.Л., Лаптев А. Н. Функциональные методы исследования легких: учебно-методическое пособие. Минск: БГМУ, 2009. 62 с.
8. Проничев И. В. Лекции по физиологии центральной нервной системы. // М.: Свифт, 2004. 214 с.

METHOD OF PROCESSING RESPIRATORY NOISE TO DESCRIBE THE STATE OF THE BRONCHOPULMONARY SYSTEM NEWBORN

Bureyev A. Sh.¹, Zhdanov D. S.¹, Zemlyakov I. Y.², Mikhalev, E. V.², Svetlik M. S.^{2,3}, Syryamkin V. I.³

¹Co. Ltd «Diagnostic +», D.S.Zhdanov@mail.ru

²Siberian State Medical University

³National Research Tomsk State University

This article describes the results obtained by a team within the framework of a state contract № 14.514.11.4087 from 20.06.2013. "Research and development of methods for constructing images bronhofonograficheskikh information signals and algorithms for recognizing the signs of pathologies objectification diagnosis of broncho-pulmonary diseases in pediatrics."

As a result of the work proposed a method for automatic selection of inspiratory and expiratory phases of a newborn on bronhofonogramm investigated and further describe the purpose of further analysis for the presence or absence of pathology broncho - pulmonary system of the patient.

In general, the method comprises:

- received bronhofonogramm filtering to eliminate external noise, as well as heart sounds;
- selection phase of inhaling and exhaling through the use of certain properties of the autocorrelation function;
- preservation of segments allocated bronhofonogramm as trajectory matrices of inhalation and exhalation;
- Analysis of selected segments bronhofonogramm with a view to their descriptions.

Each of the elements is made in the technique ideal specialized algorithmic support, waste in the environment of mathematical design MATLAB and implemented in the form of computer programs written in C/C++.

Also, this article was proposed by a team of direction for further development of the developed technique. The results of the collective work can be used for automated diagnosis of bronchopulmonary disease of the newborn obtained by comparing descriptions of inhalation and exhalation cycles with reference stored in a dedicated database.



РАЗРАБОТКА МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ ДЛЯ РАСЧЕТА ПОГРЕШНОСТИ МЕТОДА ИЗМЕРЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ТОЧЕК АКУПУНКТУРЫ

Карпухин В.А., Косоруков А.Е., Сираева Г.Ф., Генерозова К. С.,

Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана, kosorukov@mail.ru

Развитие современной медицины все больше требует экспресс-оценки функционального состояния организма для скрининг-диагностики, так и для контроля за состоянием человека в ходе лечения, физиотерапевтических процедур, спортивных нагрузок и операторской деятельности.

Особый интерес среди методов экспресс-диагностики в настоящее время вызывает метод электропунктурной диагностики (ЭПД). Преимуществами данного метода является неинвазивность, невысокая стоимость аппаратной реализации, простота в эксплуатации, оперативность получения данных обо всех соматовисцеральных системах организма и высокая информативность, однако нерешенность метрологической проблемы в ходе ЭПД зачастую нивелирует эти преимущества [1].

Современные системы ЭПД основываются на представлениях традиционной китайской медицины, о том, что информация, о состоянии организма имеет отражение на кожных покровах человека. Методики измерения, используемые в данных системах, предполагают регистрацию электрических параметров в точках акупунктуры (ТА) на кожном покрове. В настоящее время существует множество методов оценки состояния организма в целом и отдельно взятых органов по результатам исследования ТА. К ним относятся методы К.Абакане, Е.Накатани, Р.Фолля, Х. Мотоямы. Наиболее проработанной технологией измерения ЭПД является модифицированная методика «Прогноз», в которой электродная система состоит из активного и индифферентного электрода. Реализованная методика предполагает измерение электрического сопротивления или проводимости между активным электродом, установленным в точках акупунктуры и индифферентным электродом, расположенным на небольшом расстоянии от активного электрода [2]. Считается, что в данном методе измерения искомое сопротивление определяется проводящими свойствами участка кожи, расположенной под активным электродом, а электрическими свойствами биотканей, находящихся в

межэлектродном пространстве и под пассивным электродом пренебрегают. Однако до сих пор не удалось найти опубликованных работ, описывающих численную оценку и влияния на погрешность измерения емкости кожи, целого ряда факторов.

Целью данной работы является исследование влияния физиологических и анатомических особенностей пальцев и геометрических параметров электродной системы на погрешность измерения сопротивления и емкости кожи.

Для решения поставленных задач была разработана математическая модель и проведено численное моделирование распределения электрического поля и плотности тока внутри биологических тканей в области пальца под электродом. Численное моделирование было реализовано в программном пакете Comsol Multiphysics 4.0.a Построена трехмерная модель области пальца под электродом, включающая четыре слоя (рис.1). Учитывая морфологические особенности и электрические свойства тканей, из которых состоит палец, согласно различным источникам, были выбраны средние значения толщин [6,7], удельной электропроводности и диэлектрической проницаемости тканей [3,4,5,6](таблица 1). В ранее приведенных исследованиях на примере трехмерной модели пальца было показано, что основной вклад в погрешность расчета электрических параметров вносит эпидермис и слой, находящиеся непосредственно под активным электродом [8]. Поэтому осуществлен переход от трехмерной модели пальца к уточняющей модели области пальца под электродом. Активный электрод представлен тонким диском, толщиной 1,5 мм, диаметром 3 мм. В качестве земли в модели используются глубокие слои ткани. Площадь активного электрода должна быть меньше площади индифферентного электрода не менее чем в 50 раз для достижения наибольшей точности результатов измерения [8]. Измерительный ток равен 100 нА.

Для расчета распределения электрического поля использовалось квазистатическое уравнение Лапласа вида:

$$-\nabla \cdot ((\sigma + j \cdot \omega \cdot \epsilon_0 \epsilon_r) \nabla U) = 0 \quad (1)$$

где σ – удельная проводимость среды, 1/(Ом*м);
 ω – круговая частота, с⁻¹;
 U – электрический потенциал, В;
 ϵ_0 – диэлектрическая проницаемость, Ф·м⁻¹;
 ϵ_r – относительная диэлектрическая проницаемость среды, Ф·м⁻¹;
 ∇ – оператор Гамильтона.

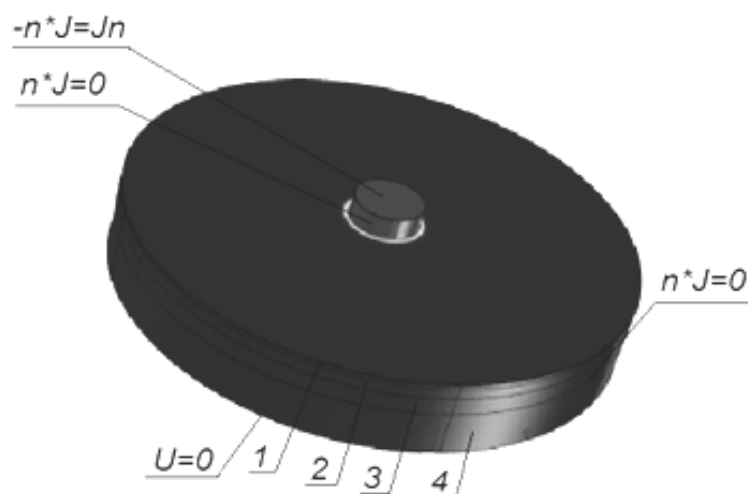


Рисунок 1 - Граничные условия модели области пальца под активным электродом
 1 – эпидермис, 2 – сосочковый слой дермы, 3 – сетчатый слой дермы, 4 – подкожная жировая клетчатка

Таблица 1 - Параметры слоев модели.

Ткань	Толщина слоя, мм	Удельная электропроводность, Ом ⁻¹ *м ⁻¹	Относительная диэлектрическая проницаемость
Эпидермис	0,2	0.00002	1100
Сосочковый слой	0,5	0,05	58000
Сетчатый слой	0,8	0,05	58000
Жировая ткань	2	0,012	8000000

В ходе моделирования варьировались следующие параметры: толщина, удельная электропроводность, диэлектрическая проницаемость каждого из слоев, площадь активного электрода и площадь пассивного электрода.

По полученным данным о распределении потенциала рассчитывались сопротивление и емкость кожи:

$$R = \frac{U_1^2 + U_2^2}{U_1 \cdot I}, \quad (2)$$

$$C = \frac{U_2 \cdot I}{(U_1^2 + U_2^2)\omega}, \quad (3)$$

где U_1 - действительная часть интеграла потенциала электрода по его поверхности, В*м²,
 U_2 - мнимая часть интеграла потенциала электрода по его поверхности, В*м²,
 I - измерительный ток, А,

и вычислялись погрешности рассчитанного значения сопротивления и емкости кожи:

$$\delta R = \frac{|R_0 - R|}{R_0} \cdot 100\%, \quad (4)$$

$$\delta C = \frac{|C_0 - C|}{C_0} \cdot 100\%, \quad (5)$$

где $R_0 = \frac{L}{\sigma_0 \cdot S_e}$ - заданное значение сопротивления кожи, Ом,

$$C_0 = \frac{\varepsilon \cdot \varepsilon_0 \cdot S_e}{L} - \text{заданное значение емкости кожи, Ф,}$$

L - толщина эпидермиса, м,

S_e - площадь активного электрода, м²,

σ_0 - удельная электропроводность эпидермиса, (Ом·м)⁻¹,

$\varepsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12}$ - диэлектрическая постоянная, Ф/м,

ε - диэлектрическая проницаемость эпидермиса.

Результаты исследования погрешности расчета сопротивления и емкости кожи в зависимости от каждого из варьируемых параметров представлены на рис. 2-6

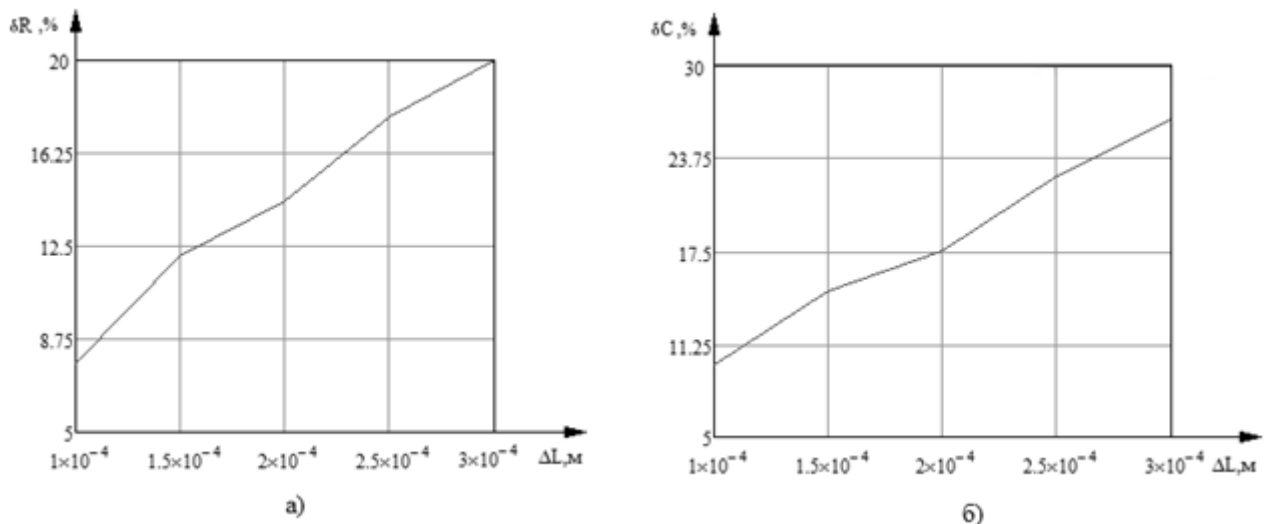


Рисунок 2 - Зависимость погрешности расчета сопротивления (а) и емкости (б) кожи от толщины эпидермиса

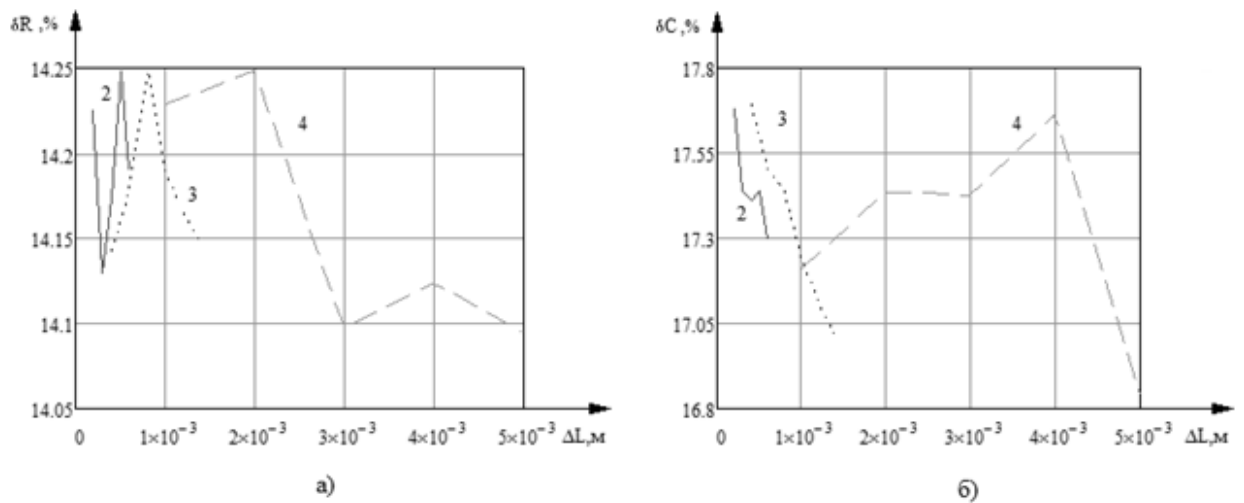


Рисунок 3 - Зависимость погрешности расчета сопротивления (а) и емкости (б) кожи от толщины слоев тканей; остальные параметры модели по таблице 1; (2- сосочковый слой дермы, 3 - сетчатый слой дермы, 4 - жировой слой)

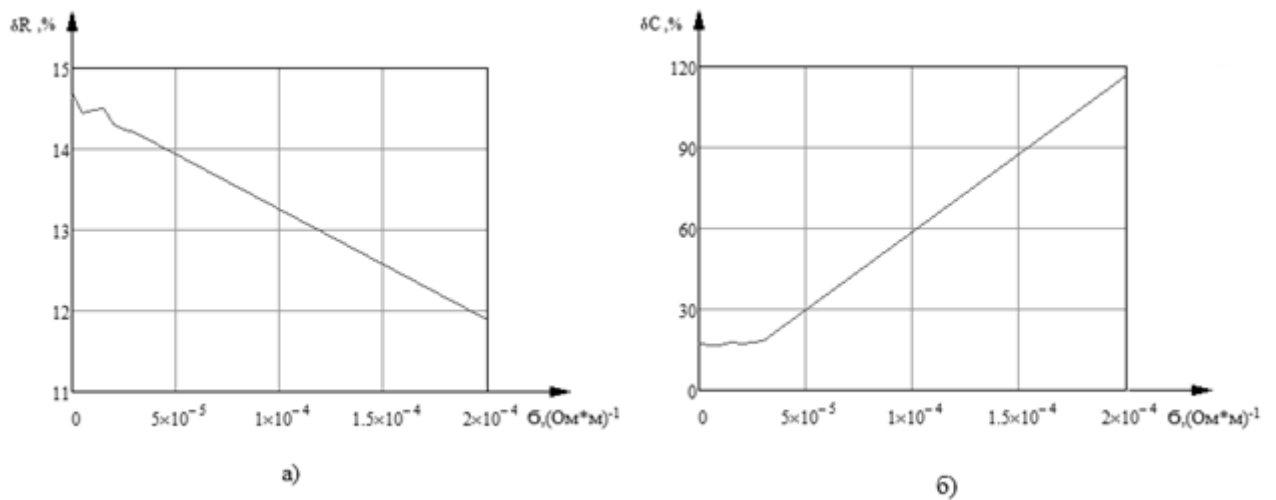


Рисунок 4 - Зависимость погрешности расчета сопротивления (а) и емкости (б) кожи от удельной электропроводности эпидермиса

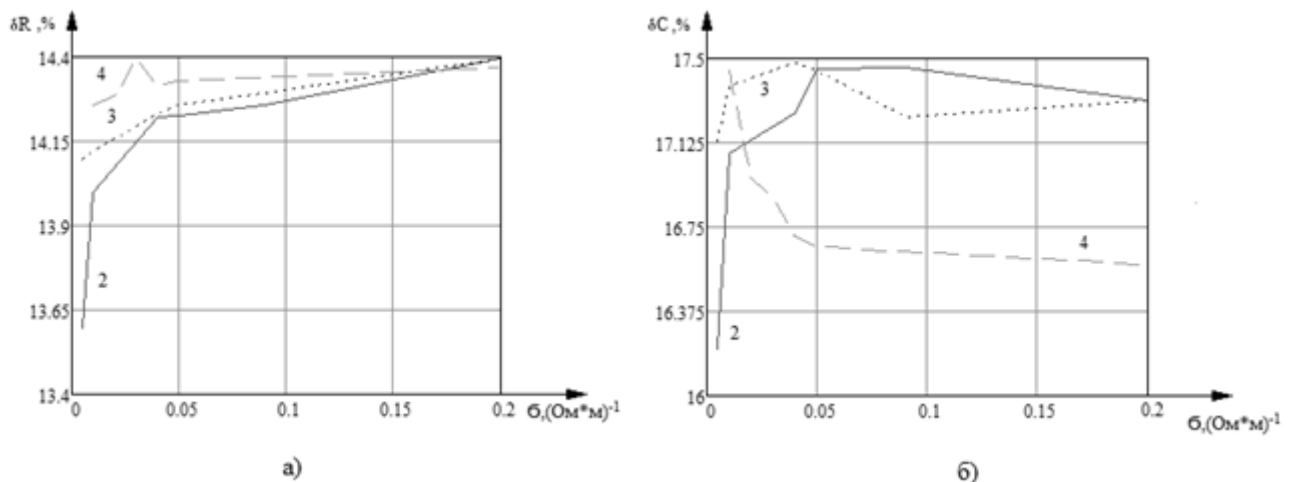


Рисунок 5 - Зависимость погрешности расчета сопротивления (а) и емкости (б) кожи от удельной электропроводности слоев тканей; остальные параметры модели по таблице 1; (2- сосочковый слой дермы, 3 - сетчатый слой дермы, 4 - жировой слой)

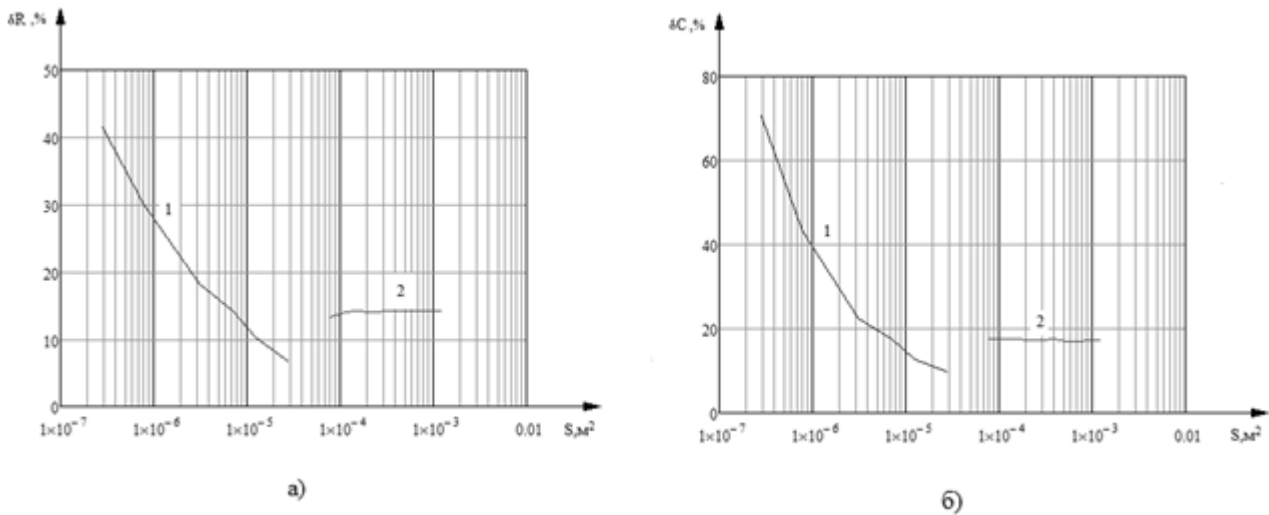


Рисунок 6 - Зависимость погрешности расчета сопротивления (а) и емкости (б) кожи от площади активного электрода (1), и от площади индифферентного электрода(2).

В результате проведенных исследований установлено:

- 1.) Рассматриваемый метод измерения адмиттанса кожи имеет систематическую погрешность в 14% для сопротивления и 17% для емкости кожи.
- 2.) При изменении толщины рассматриваемых слоёв во всём физиологическом диапазоне погрешность расчёта сопротивления составляет $(14,15 \pm 0,1)\%$ и погрешность расчета емкости равна $(17,3 \pm 0,5)\%$.
- 3.) Погрешность расчета сопротивления и емкости кожи при изменении диэлектрической проницаемости всех рассматриваемых слоёв составляет 14% и $(17 \pm 0,8)\%$ соответственно.
- 4.) При изменении удельной электропроводности рассматриваемых слоёв во всём физиологическом диапазоне погрешность расчёта сопротивления составляет $(13,9 \pm 0,5)\%$ и погрешность расчета емкости не превышает $(16,8 \pm 0,7)\%$.
Поскольку существует экспериментально установленная взаимосвязь проводимости и емкости эпидермиса, данный эксперимент (рис 4.б) является некорректным, так как требует одновременного изменения проводимости и емкости, что требует дополнительных исследований.
- 5.) Погрешность расчета сопротивления и емкости кожи монотонно возрастает при изменении толщины эпидермиса от 0,1 мм до 0,3 мм от 7,8% до 20% и от 9,8 % до 26,3% соответственно.
- 6.) При увеличении диаметра активного электрода систематическая погрешность уменьшается (рис. 6), однако из исследований [8] получено, что диаметр активного электрода должен быть меньше диаметра точки акупунктуры, что требует дополнительное исследование для выбора оптимального диаметра активного электрода.
- 7.) В рассматриваемой модели площадь индифферентного электрода не влияет на погрешность расчета адмиттанса кожи.

Библиографический список

1. В.А. Загрядский, А.Е. Косоруков, В.А. Карпухин. Электробезопасность электропунктурной диагностики и некоторые метрологические аспекты // Рефлексотерапия. 2004. № 2(09). С. 22.
2. В.А. Загрядский, В.В. Поляков, В.П. Злоказов. Применение электропунктурной диагностики и терапии в длительной космической экспедиции. / В сб.: Пилотируемые полеты в космосе. 1997 с 326 – 330
3. Kenneth R. Foster Dielectric Properties of Tissues in The Biomedical Engineering Handbook / J. D.Bronzino // CRC Press LLC, 2006.- Boca Raton, Florida. - 2006. - P. 1185-1195.
4. Gabriel C, Gabriel S, Corthout E. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey // Physics in Medicine and Biology. –Vol. 41. - № 11. – November 1996 - P. 2231-2249.
5. Sv. Grimnes, Or. Gr. Martinsen. Bioimpedance and bioelectricity basics. 2d. ed., Oxford, Elsevier Science & Technology, 2008 – 488 P.
6. Самойлов В.О. Медицинская биофизика. Санкт-Петербург: СпецЛит, 2004 – 496 с.
7. Калантаевская К.А. Морфология и физиология кожи человека. – Киев: Здоровье, 1972. – 123 с.
8. Карпухин В.А., Косоруков А.Е., Иванова Ю.А., Загрядский В.А. Исследование погрешности метода измерения удельной электропроводности кожи точек акупунктуры//IX МНТК «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии ФРЭМЭ'2010». 2010. С. 438-442.

DEVELOPMENT OF A MATHEMATICAL MODEL FOR CALCULATING THE ERROR OF THE METHOD OF MEASURING ELECTRICAL PARAMETERS OF ACUPUNCTURE POINTS

Karpukhin V.A., Kosorukov A. E., Siraeva G. F., Generozova K.S.,
Bauman Moscow State Technical University, kosorukov@mail.ru

The development of modern medicine requires more rapid assessment of the functional state of the organism for screening diagnostics and for monitoring of the human condition while the treatment, physical therapy procedures, sport loads and operator activity.

Nowadays a particular interest among the methods of rapid diagnosis is the electro acupuncture diagnostics (EPD). Some methodological aspects of this method are still understudied. The aim of this work is to study the influence of physiological and anatomical features of the fingers and the geometric parameters of the electrode system for measurement error resistance and capacity of the skin. The three-dimensional model has been developed in Comsol Multiphysics 4.0. and used for numerical modeling of electric field and electric current distributions inside biological tissues in the area under the electrode. During the simulation the following parameters were varied: thickness, conductivity, dielectric constant of each layer, the area of the active electrode and the area of the passive electrode.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕТОДОВ МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ДЛЯ КОЛИЧЕСТВЕННОЙ ОЦЕНКИ ТЯЖЕСТИ ДИЛАТАЦИОННОЙ КАРДИОМИОПАТИИ

Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Сазыкина Л.В., Колоскова Н.Н., Махмудова А.Н., Соболев А.В.,
Фролов С.В.

Проблемная комиссия «Медицинская кибернетика и информатика» РАМН, ИЦССХ им. А.Н. Бакулева
РАМН, lischouk@rambler.ru

Резюме. Выявлена высокая значимость индексов насосной функции сердца (ИЛЖ, ИПЖ) для оценки тяжести сердечной недостаточности. Показано, что широко используемые для дилатационной кардиомиопатии оценки фракции изгнания, конечно-систолических и конечно-диастолических размеров сердца не чувствительны к падению функции сердца, но являются высокочувствительными диагностическими показателями.

Ключевые слова: дилатационная кардиомиопатия, индексы насосной функции сердца, конечно-систолический и конечно-диастолический размер сердца, математическое моделирование.

Больные с дилатационной кардиомиопатией (ДКМП) составляют 0,8% всех больных с хронической сердечной недостаточностью. Смертность этих больных в течение года с начала развития заболевания составляет от 5 до 45% [1, 2]. Этиология патофизиологических процессов ДКМП неизвестна, поэтому изучение патологических процессов, их определяющих - актуально. Обычно для диагностики и оценки тяжести ДКМП используют индексы конечно-систолического размера (ИКСП), конечно-диастолического размера (ИКДР), общая фракция выброса левого желудочка (ФВ ЛЖ) и клинические показатели тяжести состояния больного, наличие жалоб на боли, их локализацию, частоту одышки, и т.п. Реже используются показатели функционального состояния левого (ИЛЖ) и правого желудочков сердца (ИПЖ), давление в левом предсердии, СИ и т.п. Резкое различие обследованных больных по величине сердечного индекса (СИ; от 1,1 до 4,3) побудило нас сравнить отмеченные выше оценки состояния сердечно-сосудистой системы (ССС) между собой, с субъективной оценкой тяжести больным и лечащим врачом, а также с их использованием для коррекции тяжести заболевания применяя для этого методы интеллектуального обеспечения терапии [1, 2].

Цель. Определить и ранжировать по отношению к СИ показатели ИКСП, ИКДР, ФВ ЛЖ и ИЛЖ, ИПЖ.

Методы и материал. Обследованы 96 больных с ДКМП. Обследование проведено по технологии «Миррор», включая on-line контроль в режиме реального времени, индивидуализацию математических моделей регуляции сердечно-сосудистой системы и цифровую имитацию [3, 4, 5]. Непрерывно от 1 до 30 минут мониторно-компьютерная система контролировала частоту сердечных сокращений (ЧСС); ЭКГ; давления в полости правого желудочка, артериальное давление мгновенное, систолическое (АДС), диастолическое (АДД) и среднее (АД); давление в легочной артерии мгновенное, систолическое (ЛАС), диастолическое (ЛАД) и среднее (ЛА); давление заклинивания легочной артерии (ДЗЛА); центральное венозное давление (ЦВД); минутный объем кровообращения (МОК) по методу термодилуции. Учитывались рост, вес, SpO₂, возраст и др. клинические и биохимические показатели, а также лекарственная поддержка. Выделялись, в диалоге врач - компьютер, ведущий и сопутствующие патологические процессы [4]. Для оценки тяжести патологических сдвигов использовались относительные количественные оценки, позволяющие сравнивать показатели разных функций и свойств ССС при различных патологиях и для разных обследуемых больных. Рассчитывались: поверхность тела (S); ударный объем (УО); сердечный (СИ) и ударный (УИ) индексы; индексы периферического и лёгочного сосудистых сопротивлений (ИОПС, ИОЛС); индексы работы левого и правого желудочков (LCWI, RCWI); индексы ударной работы левого и правого желудочков (LVSWI, RVSWI); индексы

насосных коэффициентов (по Э. Старлингу) левого и правого желудочков (ИЛЖ, ИПЖ); ударные индексы левого и правого желудочков (УИЛЖ, УИПЖ), индексы эластичностей сосудистых резервуаров артериального (ИЭА), легочного артериального (ИЭЛА), легочного венозного (ИЭЛВ), и венозного (ИЭВ), и др. показатели [14]. Контролировались по ЭхоКГ конечно-диастолические (КДР) и конечно-систолические (КСР) размеры; вычислялись конечно-диастолические (КДО), конечно-систолические (КСО) объемы; рассчитывались соответствующие им индексы ИКСР, ИКДР, ИКДО, ИКСО, а также общая фракция выброса левого желудочка (ФВ ЛЖ) и др. показатели [1, 2].

Результаты. Выделены 2 группы больных, по критерию СИ больше и меньше, чем средние по всем больным (СИ_{средн.}=2,5±0,1; СИ_{макс}=3,1±0,1; СИ_{мин}=1,9±0,1).

ИКСР, ИКДР и ФИ имеют низкие коэффициенты корреляции (К – коэффициент корреляции) с СИ: К(ФИ,СИ)=0,14; К(КДР,СИ)=0,02; К(КСР,СИ)=0,04. Тогда как ИЛЖ и ИПЖ имеют с СИ значимые К: К(ИЛЖ,СИ)=0,59; К(ИПЖ,СИ)=0,51. При этом ЦВД в группах различаются, хотя и существенно: ЦВД(СИ_{мин})=7,2 и ЦВД(СИ_{макс})=5,7 (т.е. - на 23%), но значительно меньше чем СИ, который различается на 48%.

Величины ИКДР, ИКСР и ФИ различаются незначительно: ФИ(СИ_{макс})=30,8±1,7, а ФИ(СИ_{мин})=30,5±2,7; КДР(СИ_{макс})=7,3±0,2, а КДР(СИ_{мин})=7,2±0,2; КСР(СИ_{макс})=6,2±0,2, а КСР(СИ_{мин})=6,0±0,2. Тогда как ИЛЖ(СИ_{макс})=4,9±0,6, а ИЛЖ(СИ_{мин})=2,4±0,3, т.е. отличаются выражено (в 2 раза). Отметим также, что ЧСС в группах различается незначительно: ЧСС(СИ_{мин})=83,0; ЧСС(СИ_{макс})=82,7.

Отсюда следует, что изменение СИ может быть обусловлено изменением индекса насосной функции сердца и скорее всего не обусловлено изменением морфологических оценок сердца.

Эти результаты были подтверждены анализом с помощью математической модели [5] механизмов поддержания СИ и АД. В качестве примера рассмотрены состояние группы больных с низким СИ (рис. 1) и пример индивидуальных данных больного с дилатационной кардиомиопатией с синдромом низкого сердечного индекса (рис. 2).

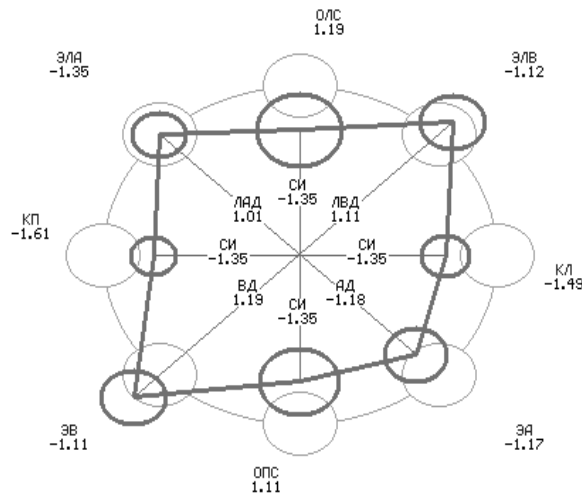


Рисунок 1 - Сравнение образа [3] ССС (темный контур), построенного по средним величинам свойств больных, у которых СИ меньше среднего значения СИ с средними по всем больным (серые круги).

На рис. 1 представлено сравнение средних по группе из 98 больных (серые круги) с показателями подгруппы, где СИ было меньше среднего (темные круги). Несмотря на снижение ИЛЖ (КЛ) в 1,49 раза и ИПЖ (КП) в 1,61 раза, СИ снизился лишь на 35%. Удовлетворительно поддерживается гомеостаз артериального давления. АД снижено в 1,18 раза (рис. 5). ЛАД не изменено. Гомеостаз АД обеспечен повышением периферического сопротивления. ИОПС (ОПС) повышено в 1,11 раз. Давление заклинивания увеличено на 11%. Венозное давления – на 19%. В совокупности эти изменения обеспечивали стабилизацию АД и не критическое падение СИ. Если бы эти защитные меры не имели места, то АД упало бы до величины 54 мм рт. ст. в –1,67 раз.

Таким образом, при тотальной сердечной недостаточности регуляторные механизмы поддерживали гомеостаз давления и уменьшали падение сердечного выброса. Остаётся определить, насколько целесообразна регуляция, обеспечивающая гомеостаз АД и более-менее адекватный СИ при столь критичной, определяющей отрицательный прогноз сердечной недостаточности. Наш опыт [1, 2] говорит о том, что максимальная разгрузка сердца, при контроле в режиме реального времени ССС с постоянным определением наиболее слабого звена и коррекции по этому критерию нагрузки на миокард – эффективная технология купирования сердечной недостаточности [3, 4, 5].

Приведём ещё, для конкретизации персональный образ больного с выражено низким СИ.

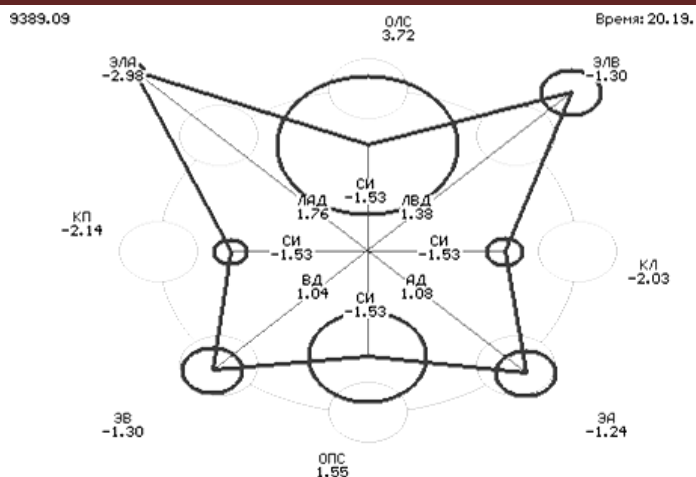


Рисунок 2 - Образ ССС больного Ч. Видно, СИ резко снижен (в 1,53 раза).

Снижение СИ (в 1,53 раза) у больного Ч. обусловлено падением насосной способности правого (КП снижено в 2,14 раза) и левого (КЛ снижено в 2,03 раза) желудочков сердца (рис. 2.). Гомеостаз артериального давления поддерживается спазмом периферических сосудов большого круга кровообращения (ОПС повышено в 1,55 раза) и повышением тонуса венозной системы (ЭВ снижено в 1,3 раза). Спазм сосудов малого круга (ОЛС увеличено в 3,72 раза) приводит к гипертензии (ЛАД повышено в 1,76 раза). Видим, что, как и для средних по группам состояний, неадекватная функция обусловлена нарушением регуляции.

Для уточнения влияния на сердечный индекс показателей ИКСР, ИКДР, ФВ ЛЖ и ИЛЖ, ИПЖ было проведено аналогичное исследование, когда группы выделялись по величинам артериального и центрального венозного давления. Выделены 4 группы больных, по критериям величины АД и ЦВД больше и меньше, чем средние по всем больным (АДсредн.=86,8±1,6; АДмакс=96,4±1,4; АДмин=78,3±1,1; ЦВДсредн.=6,5±0,5; ЦВДмакс=10,2±0,7; ЦВДмин=3,9±0,2).

ИКСР, ИКДР и ФВ ЛЖ имеют низкие коэффициенты корреляции (К – коэффициент корреляции) с АД и ЦВД: К(ФВ ЛЖ, АД)=0,03; К(КДР, АД)=0,02; К(КСР, АД)=0,04; К(ФВ ЛЖ, ЦВД)=-0,12; К(КДР, ЦВД)=-0,12; К(КСР, ЦВД)=-0,03. Тогда как степень связи ИЛЖ и ИПЖ с АД и ЦВД имеет значения, близкие к физиологическим: К(ИЛЖ, АД)=0,63 и К(ИПЖ, АД)=0,60; К(ИЛЖ, ЦВД)=-0,50 и К(ИПЖ, ЦВД)=-0,71.

Коэффициенты вариации (В - коэффициент вариации в %) ИЛЖ, ИПЖ и ИОПС превышают 50% для групп больных с высоким СИ (СИмакс) и низким (СИмин), а также для всех обследованных. Только вариация ИОПС имеет значение ниже 50%; совсем низкий для СИмакс (16,5):

В(СИмакс, ИОПС)=16,5%; В(СИмин, ИОПС)=39,9%; В(СИ, ИОПС)=42,3%.

Коэффициенты вариации ИЛЖ, ИПЖ и ИОПС колеблются для групп и для всех обследованных, выделенных по ЦВД, около 50%:

В(ЦВДмакс, ИЛЖ)=61,8%; В(ЦВДмин, ИЛЖ)=63,2%; В(ЦВД, ИЛЖ)=70,2 %;

Наименее варьирует ИОПС в группе с высоким ЦВД.

Коэффициенты вариации ИЛЖ и ИПЖ колеблются для групп и всех обследованных, выделенных по АД, несколько выше величины 50%. Наибольшая вариация АД (87,3%) имеет место при его минимальном значении.

В(АДмакс, ИПЖ)=63,3%; В(АДмин, ИПЖ)=87,3%; В(АД, ИПЖ)=72,9%;

ИОПС колеблется около 50%.

Коэффициенты вариации ФВ ЛЖ, КДР и КСР колеблются для всех обследованных и для групп, выделенных по СИ, ЦВД, и АД, ниже 40%. Наиболее высокий коэффициент вариации (45%) ФВ ЛЖ в группе с минимальным СИ. Наименьший – КДР. Ниже приведены наиболее выраженные:

В(СИмакс, ФВ ЛЖ)=26,7%; В(СИмин, ФВ ЛЖ)=45,4%; В(СИ, ФВ ЛЖ)=37,1%;

В(ЦВДмакс, ФВ ЛЖ)=36,7%; В(ЦВДмин, ФВ ЛЖ)=37,5%; В(ЦВД, ФВ ЛЖ)=37,1%;

В(АДмакс, ФВ ЛЖ)=34,6%; В(АДмин, ФВ ЛЖ)=30,4%; В(АД, ФВ ЛЖ)=37,1%;

Заключение. Выявлена высокая значимость индексов насосной функции сердца (ИЛЖ, ИПЖ) для оценки тяжести ДКМП, и, соответственно, они могут служить количественной оценкой тяжести. Показано, что широко используемые для ДКМП оценки ФВ ЛЖ, КДР и КСР не чувствительны к падению функции сердца, но являются высокочувствительными диагностическими показателями.

Пояснения.

1. ИКДР и ИКСР как и ФВ ЛЖ не связаны с СИ, тогда как индекс насосной функции сердца (Э. Старлинга) тесно связан с величиной СИ.

2. Изменения СИ, ЦВД и АД обусловлены изменениями индекса насосной функции сердца и индекса общего периферического сопротивления.

3. СИ, ЦВД и АД не связаны с вариацией ФВ ЛЖ, ИКДР и ИКСР.

Имеет место высокая функциональная и статистическая связь между СИ, АД, и ЦВД и, соответственно, ИЛЖ, ИПЖ и ИОПС. Связь между СИ, АД и ЦВД и, соответственно, ФВ ЛЖ, ИКСР, ИКДР не выражена. Таким образом, этот анализ подтверждает вывод о высокой значимости функциональных показателей для оценки тяжести ДКМП и триггерной диагностической чувствительности морфологических изменений сердца.

Предлагаем обсудить, в какой степени использование каждой из исследованных выше оценок может способствовать пониманию причин и специфики дилатационной кардиомиопатии, а также, что наиболее существенно, помогает улучшить рекомендации по лечению или, если радикальное излечение невозможно, то к облегчению состояния больного.

Библиографический список

7. Бокерия Л.А., Лищук В.А., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Соболев А.В., Махмудова А.Н., Недапов М.Б., Дракина О.В. Концепция регуляции сердечно-сосудистой системы – от управления функциями к согласованию возможностей. Часть 4. Анализ клинического материала// Клиническая физиология кровообращения. 2013. № 1. С. 19-24.
8. Бокерия Л.А., Лищук В.А., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Соболев А.В., Махмудова А.Н., Недапов М.Б., Дракина О.В. Концепция регуляции сердечно-сосудистой системы – от управления функциями к согласованию возможностей. Часть 5. Роль регуляции// Клиническая физиология кровообращения. 2013. № 1. С. 24-34.
9. Бураковский В.И., Бокерия Л.А., Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Люде М.Н., Работников В.С., Соколов М.В., Цховребов С.В. Компьютерная технология интенсивного лечения: контроль, анализ, диагностика, лечение, обучение. - М.: 1995. – 85 с.
10. Газизова, Д.Ш. Математическая кардиология – клинические результаты//Электроника и связь. 2010. - №4. С. 120-125.
11. Лищук В.А. Математическая теория кровообращения. – М: Медицина, 1991. – 256 с.

USE OF METHODS OF MATHEMATICAL MODELLING FOR THE QUANTITATIVE ASSESSMENT OF WEIGHT OF DILATED CARDIOMYOPATHY

Gazizova D. Sh., Lishchuk V.A. Sazykina L.V. Koloskova N. N., Makhmudov A.N. Sobolev A.V. Frolov S. V. Problem Commission «Medical Cybernetics and Informatics» RAMS, Bakulev Scientific Center of Cardiovascular Surgery RAMS, Moscow, lischouk@rambler.ru

The high importance of indexes of pump function of heart (LVI, RVI) for an assessment of weight of heart failure is revealed. It is shown that estimates of extraction fraction of left ventricle the end-systolic and end-diastolic sizes of heart used for a dilated cardiomyopathy, aren't sensitive to falling of function of heart, but are highly sensitive diagnostic indicators.



МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕХАНИЗМОВ ПРОТИВООПУХОЛЕВОГО ДЕЙСТВИЯ ВИРУСНЫХ ВАКЦИН

Бабушкина Н.А., Глумов В.М.

Институт проблем управления им. В.А. Трапезникова РАН, babushkina_na@mail.ru

Интерес к проблеме противоопухолевого действия вирусных вакцин связан с развитием исследований по иммунотерапии опухолей, которые активно изучаются в настоящее время. Одним из вирусов, обладающим высокой эффективностью по отношению к ряду экспериментальных опухолей, является вирус венецианского энцефаломиелимита лошадей (ВЭЛ), который был подробно изучен в ряде диссертационных работ [1,2,3]. Противоопухолевое действие вируса ВЭЛ заключается в том, что вирус может распознавать злокачественные клетки, адсорбируясь на их поверхности и проникая внутрь, что приводит к разрушению и последующей гибели опухолевой клетки. Появление вируса в организме вызывает реакцию иммунной системы и образование антител, специфичных данному вирусу. Это приводит к гибели как самих вирусов, так и опухолевых клеток, на поверхности которых адсорбировался вирус. Погибшие опухолевые клетки, зараженные вирусом, в свою очередь стимулируют реакцию иммунной системы для выработки антител, специфичных клеткам данной опухоли. Таким образом, механизм гибели опухолевых клеток при вакцинотерапии происходит в два этапа в результате двукратной стимуляции иммунной системы. Математическая модель гибели опухолевых клеток при вакцинотерапии в первом приближении приведена в работе [4]. Однако вирус поражает не всю популяцию опухолевых клеток, а только её часть, на которой вирус успевает адсорбироваться за время развертывания иммунной реакции на его вторжение в организм. В данной работе была поставлена задача разделить популяцию опухолевых клеток после введения вирусной вакцины на две фракции, оценить долю оставшихся в

живых незараженных опухолевых клеток и описать динамику их роста после окончания иммунной реакции. В более широком смысле была поставлена задача оценить эффективность начальной дозы заражения вирусной вакцины по разработанному критерию согласно Базовой математической модели противоопухолевой терапии [5,6].

При построении математической модели вакцинотерапии [4] были использованы экспериментальные кинетические кривые роста аденокарциномы Эрлиха в контроле и после однократного введения вакцины с вирусом ВЭЛ, полученные в работах [1,2,3] и приведенные на Рис.1.

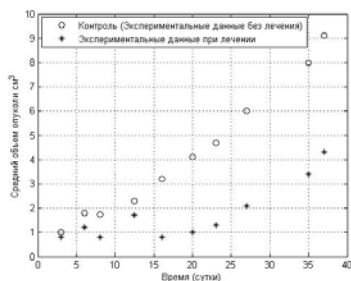


Рисунок 1 - Экспериментальные кривые роста аденокарциномы Эрлиха без введения вакцины и после однократного введения вакцины

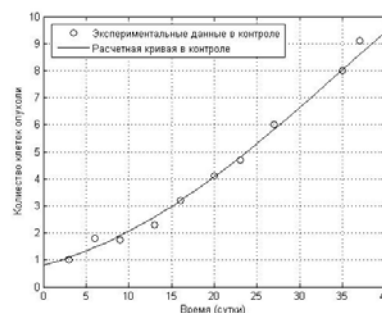


Рисунок 2 - Аппроксимация экспериментальных кривых роста аденокарциномы Эрлиха без введения вакцины функцией Гомпертца

Объем опухоли выражается в виде произведения количества клеток $N(t)$ на их удельную плотность ρ ($\text{см}^3/\text{клетки}$) $v(t) = \rho N(t)$. При допущении о том, что удельная плотность клеток есть величина постоянная в течение всего периода роста опухоли, будем считать, что объем опухоли пропорционален численности популяции опухолевых клеток в этом объеме.

При принятых допущениях дифференциальное уравнение роста популяции опухолевых клеток без введения вакцины (контроль) описывается дифференциальным уравнением вида [4–6]:

$$(1) \quad dN(t)/dt = \lambda(t) N(t), \text{ при } N(0) = N_0$$

где $N(t)$ – численность опухолевых клеток, t – время, $\lambda(t)$ – функция темпа размножения

опухолевых клеток. Вид функции $\lambda(t)$ и её параметры определялись по экспериментальным кривым роста аденокарциномы Эрлиха методом регрессионного анализа в системе MatLab.

Показано, что экспериментальная кривая роста опухоли без лечения наиболее точно описывается функцией Гомпертца, которая является решением дифференциального уравнения (1) при $\lambda(t) = \alpha_N \beta_N \exp(-\beta_N t)$ (Рис.2):

$$(2) \quad N(t) = N_\infty \exp(-\alpha_N \exp(-\beta_N t)),$$

где $N_\infty = N_0 \exp(\alpha_N)$ – максимальная численность опухолевых клеток при $t \rightarrow \infty$.

Анализ экспериментальных кинетических кривых роста опухоли после введения вирусной вакцины (Рис.1) позволяет выделить два периода интенсивной гибели опухолевых клеток. Первый период продолжается с 6 по 8 сутки, а второй с 13 по 16 сутки.

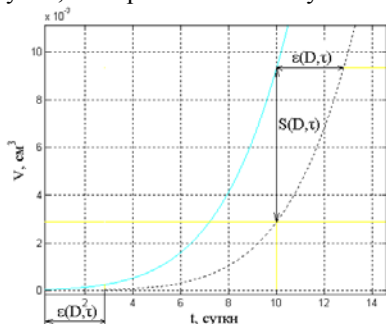


Рисунок 3 - Оценка задержки роста $\varepsilon(D, \tau_1)$ и доли погибших опухолевых клеток $S(D, \tau_1)$ после однократного лечебного воздействия

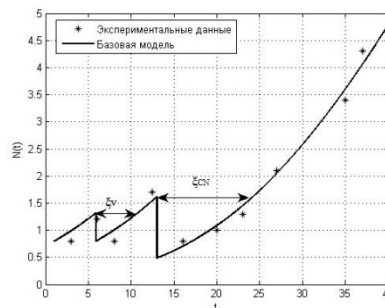


Рисунок 4 - Аппроксимация экспериментальных кривых роста аденокарциномы Эрлиха после введения вакцины согласно Базовой модели противоопухолевой терапии

Расчетные кривые динамики гибели зараженных опухолевых клеток под действием антител на каждом из двух этапов стимуляции иммунной системы (Рис.6) получены в результате решения дифференциального уравнения (11) математической модели:

$$(11) \quad dN(t)/dt = \lambda(t) N(t) \theta(t_1-t) + [\lambda(t) - K_V V(t-t_1) - K_{AV} A_V(t-Z_{CV}) - K_{AN} A_N(t-Z_{CN})] N_V(t),$$

где Z_{CV} - момент начала иммунной реакции против вируса, Z_{CN} - момент начала иммунной реакции против погибших зараженных опухолевых клеток. $N_V(t)$ - численность зараженных опухолевых клеток, K_{AN} , K_{AV} и K_V – размерные коэффициенты,

Учитывая выше сказанное о двух механизмах гибели опухолевых клеток, можно считать, что первый этап гибели связан с действием вируса и антител, против данного вируса. А второй этап гибели связан с действием антител, против зараженных опухолевых клеток.

Оценка эффективности гибели опухолевых клеток на каждом из двух этапов осуществлялась на основании критерия, разработанного в Базовой модели противоопухолевой терапии [4-6], согласно которому эффективность лечебного воздействия определяется длительностью задержки роста опухоли. Схематическое описание оценки эффективности дозы лечебного воздействия по длительности задержки роста опухоли показано на Рис.3.

Базовая математическая модель противоопухолевой терапии строилась на основе принятия следующих допущений [4].

1. Популяция опухолевых клеток считалась однородной, в которой все клетки делятся с одинаковой скоростью и удельная плотность клеточной популяции является постоянной в течение всего периода роста опухоли.

2. Гибель клеток происходит мгновенно, вызывая скачкообразное уменьшение размера опухоли.

3. Опухолевые клетки, выжившие после лечебного воздействия, сразу начинают делиться, причем динамика их роста описывается той же функцией что и в контроле с сохранением значений параметров, но со сдвигом во времени, на длительность задержки роста опухоли $\varepsilon(D)$.

Тогда дифференциальное уравнение, описывающее гибель опухолевых клеток после лечебного воздействия, имеет вид:

$$(3) \quad dN(t)/dt = \lambda(t) N(t) \theta(\tau_1-t) - S(D) N(\tau_1) \delta(t-\tau_1) + \lambda(t-\varepsilon(D)) N(t-\varepsilon(D))$$

где τ_1 - момент первого лечебного воздействия, $\theta(\tau_1-t)$ – функция Хевисайда, $\delta(t-\tau_1)$ – импульсная функция Дирака, описывающая мгновенную гибель опухолевых клеток в момент лечебного воздействия, D – доза лечебного воздействия, $\varepsilon(D)$ – задержка роста опухоли после лечебного воздействия, $S(D)$ – относительное уменьшение численности клеток в момент воздействия.

Решением дифференциального уравнения (3) при $\lambda(t) = \alpha_N \beta_N \exp(-\beta_N t)$ является функция Гомпертца, которая описывает кривую роста опухолевых клеток после лечебного воздействия со сдвигом во времени на длительность задержки роста опухоли $\varepsilon(D)$:

$$(4) \quad N(t) = N_\infty \exp(-\alpha_N \exp(-\beta_N (t-\varepsilon(D))))$$

Доля погибших опухолевых клеток $S(D)$ в момент воздействия (Рис.3) определяется отношением :

$$S(D) = (N(\tau^-) - N(\tau^+)) / N(\tau^-) = (N(\tau_1) - N(\tau_1 - \varepsilon(D))) / N(\tau_1),$$

где $N(\tau^-)$ – численность опухолевых клеток в момент воздействия до введения препарата,

$N(\tau^+)$ – численность опухолевых клеток в момент воздействия сразу после введения препарата, которая вычисляется из уравнения Гомпертца со сдвигом на $\varepsilon(D)$ и равна $N(\tau^+) = N(\tau - \varepsilon(D))$.

Гибель опухолевых клеток вызывает задержку роста опухоли, длительность которой количественно оценивает эффект от дозы лечебного воздействия. Задержка роста опухоли $\varepsilon(D)$ измеряется интервалом времени, в течение которого происходит гибель и последующее восстановление численности опухолевых клеток, т.е. до выполнения условия $N(\tau_1) = N(\tau_1 + \varepsilon(D))$.

Параметр $\varepsilon(D)$ принимается в качестве критерия оценки эффективности лечебного воздействия при различных методах противоопухолевой терапии и является количественной временной оценкой результата лечения как в экспериментальной, так и в клинической онкологии.

Тогда согласно Базовой модели противоопухолевой терапии динамика роста и гибели опухолевых клеток после каждого этапа иммунной реакции описывается двумя уравнениями Гомпертца со сдвигом во времени:

$$N(t) = N_\infty \exp(-\alpha_N \exp(-\beta_N (t - \varepsilon_V(V_0)))) ,$$

$$(5) \quad N(t) = N_\infty \exp(-\alpha_N \exp(-\beta_N (t - \varepsilon_{NV}(V_0)))) ,$$

где $\varepsilon_V(V_0)$ и $\varepsilon_{NV}(V_0)$ - задержка роста опухоли после двух этапов гибели клеток в результате действия антител против вируса и против зараженных опухолевых клеток (Рис.4).

На Рис.4. приведены расчетные кривые роста численности опухолевых клеток после двух этапов их гибели, аппроксимирующие экспериментальные данные роста аденокарциномы Эрлиха после однократного введения вирусной вакцины.

В связи с тем, что механизм гибели опухолевых клеток непосредственно связан со стимуляцией иммунной системы на появление вируса, было введено математическое описание процесса образования антител и их взаимодействия с вирусами и зараженными опухолевыми клетками. Для описания и исследования

закономерностей развития реакции иммунной системы на появление чужеродных клеток была взята за основу Базовая математическая модель инфекционного заболевания, разработанная Г.И. Марчуком в 1975 г. [7-9].

Иммунная реакция на вирусное вторжение включает в себя реакцию Т- и В- системы иммунного ответа, которые в данной модели не разделялись. Поэтому под иммунной реакцией понимается работа Т- и В- систем иммунитета вместе.

При построении математической модели противоопухолевой вакцинотерапии предполагалось, что важным фактором этого метода лечения является реакция иммунной системы на размножение вирусов внутри опухолевых клеток. Следовательно, скорость увеличения численности вирусов определяется не только скоростью размножения самих вирусов, но и численностью популяции опухолевых клеток в момент введения вируса и скоростью распространения вируса в общей популяции опухолевых клеток K_N . Тогда динамика численности вирусов описывается уравнением вида:

$$(6) \quad dV(t)/dt = \alpha_V K_N N(t_1) V(t) - \beta_V A_V(t) V(t), \quad \text{при } V_0 = V(t_1),$$

где α_V – темп размножения вирусов внутри клетки, K_N – коэффициент распространения вирусов в популяции опухолевых клеток, $N(t_1)$ – численность популяции опухолевых клеток в момент введения вакцины, t_1 – момент первого введения вирусной вакцины, β_V – темп гибели вирусов при их взаимодействии с антителами $A_V(t)$, V_0 – начальная доза вирусной вакцины.

Согласно Базовой математической модели инфекционного заболевания Г.И. Марчука [7-9], иммунный ответ организма на введение вируса и на образующийся клон погибших зараженных опухолевых клеток описывается следующими четырьмя дифференциальными уравнениями.

Уравнение изменения численности антител против данного вируса $A_V(t)$:

$$(7) \quad dA_V(t)/dt = \alpha_A C_V(t - Z_{CV}) - \beta_{AV} A_V(t) V(t) - \beta_A A_V(t),$$

где α_A – темп образования антител из одной плазматической клетки, β_V – темп убыли антител за счет взаимодействия с вирусами, β_{AV} – темп уменьшения количества антител за счет естественного разрушения.

Уравнение изменения численности плазматических клеток $C_V(t)$:

$$(8) \quad dC_V(t)/dt = \alpha_C V(t) A_V(t - Z_{CV}) - \beta_{CV} [C_V(t) - C_{VN}],$$

где α_C – темп образования плазматических клеток, β_{CV} – размерный коэффициент, Z_{CV} – задержка во времени на образование клона плазматических клеток.

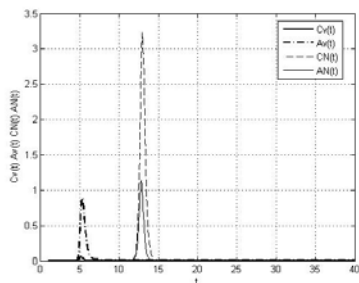


Рисунок 5 - Расчетные кривые динамики образования антител на двух этапах развития иммунной реакции

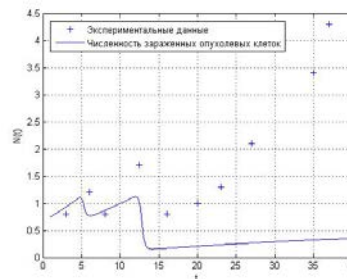


Рисунок 6 - Расчетные кривые динамики численности зараженных опухолевых клеток после двух этапов развития иммунной реакции

Второй член этого уравнения описывает поддержание исходной численности плазматических клеток в организме C_{VN} .

Уравнения изменения численности антител $A_N(t)$ и плазматических клеток $C_N(t)$, против зараженных опухолевых клеток, имеют аналогичный вид:

$$(9) \quad dA_N(t)/dt = \alpha_{AN} C_{AN}(t - Z_{CN}) - \beta_{AN} A_N(t) N(t) - \beta_{NN} A_N(t),$$

где α_{AN} – темп образования антител из одной плазматической клетки, β_{AN} – темп убыли антител за счет взаимодействия с опухолевыми клетками, β_{NN} – темп уменьшения количества антител за счет естественного разрушения,

$$(10) \quad dC_{AN}(t)/dt = \alpha_{CN} N(t) A_N(t - Z_{CN}) - \beta_{CN} [C_{AN}(t) - C_{MN}],$$

где α_{CN} – темп образования плазматических клеток, β_{CN} – размерный коэффициент, Z_{CN} – задержка во времени на образование клона плазматических клеток на погибшие опухолевые клетки, зараженные вирусом.

Расчетные кривые динамики изменения численности антител $A_V(t)$, $A_N(t)$ и плазматических клеток $C_V(t)$, $C_{AN}(t)$ после двух этапов иммунной реакции, получены на основании решений уравнений (7-10) математической модели (Рис.5).

Первая составляющая уравнения описывает рост незараженных опухолевых клеток до введения вирусной вакцины.

Вторая составляющая уравнения (11) описывает механизм гибели зараженных вирусом опухолевых клеток после однократного введения вирусной вакцины (Рис.6).

Как видно на Рис.6, расчетная численность зараженных опухолевых клеток отражает этапы их гибели после первого и второго этапа иммунной реакции, однако расположена ниже экспериментальных данных, полученных в эксперименте. Это свидетельствует о том, что при введении вирусной вакцины происходит заражение вирусом не всей популяции опухолевых клеток $N(t)$, которая измеряется в эксперименте. Введение вирусной вакцины приводит к образованию двух фракций опухолевых клеток. Одна состоит из зараженных вирусом опухолевых клеток $N_V(t)$, а другая из оставшихся в живых незараженных опухолевых клеток $N_R(t)$, которые продолжают размножаться. Следовательно, после введения вирусной вакцины численность популяции опухолевых клеток, измеряемая в эксперименте $N(t)$, состоит из суммы двух фракций опухолевых клеток $N(t) = N_V(t) + N_R(t)$.

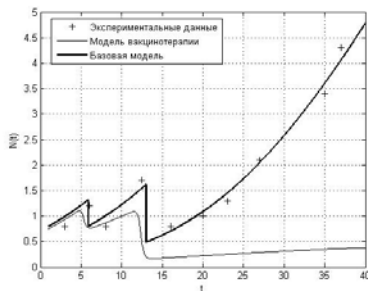


Рисунок 7 - Динамика роста суммарной численности $N(t)$ и фракции зараженных опухолевых клеток $N_V(t)$ после введения вирусной вакцины

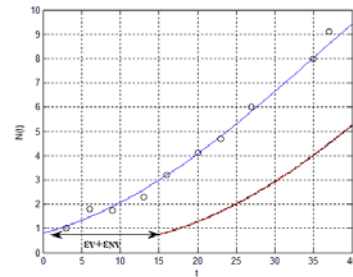


Рисунок 8 - Расчетные кривые роста опухолевых клеток без введения вакцины $N(t)$ и фракции незараженных опухолевых клеток $N_R(t)$ после введения вакцины

На Рис.7. приведены две расчетные кривые роста численности опухолевых клеток, полученные на основании двух математических моделей. Одна кривая, полученная из уравнений (3)-(5), описывает рост суммарной численности опухолевых клеток $N(t)$ в виде трёх уравнений Гомпертца согласно Базовой модели противоопухолевой терапии. Другая кривая, полученная из уравнений (6)-(9), описывает динамику гибели фракции зараженных вирусом опухолевых клеток $N_V(t)$ согласно Базовой модели инфекционного заболевания. На основе построенной математической модели (2)-(11) численность фракции оставшихся в живых незараженных опухолевых клеток определяется разностью $N_R(t) = N(t) - N_V(t)$ и кривая их роста приведена на Рис.8.

Полученная кривая была аппроксимирована функцией Гомпертца, значения параметров которой совпали с значениями, полученными для кривой роста опухоли в контроле, и со сдвигом во времени на суммарную задержку роста опухоли $\varepsilon_{\Sigma}(V_0)$, вызванную гибелью клеток после двух этапов реакции иммунной системы на введение вирусной вакцины $\varepsilon_{\Sigma}(V_0) = \varepsilon_V(V_0) + \varepsilon_{CN}(V_0)$ (Рис.8).

Таким образом, математическое описание механизма гибели опухолевых клеток при методе вакцинотерапии позволило разделить динамику роста зараженных и незараженных вирусом фракций опухолевых клеток. Кроме того, было показано, что длительность задержки роста незараженных опухолевых клеток позволяет оценить эффективность введенной дозы вирусной вакцины. Предлагаемая математическая модель дает возможность оценивать эффективность различных доз вирусных вакцин при методе вакцинотерапии, что позволяет управлять процессом лечения.

Библиографический список

1. Уразова Л.Н. Эффективность и механизмы противоопухолевого действия вирусных вакцин при экспериментальном онкогенезе. - Дисс. Санкт-Петербург.-2003.- 196 с.
2. Видяева И.Г. Вирусные вакцины и их онколизаты в терапии экспериментальных опухолей. - Дисс.Томск -2005.- 134 с.
3. Громова А.Ю. Противоопухолевые свойства вакцинного штамма вируса венесуэльского энцефаломиелимита и его онколизата. -Дисс. Санкт-Петербург. -1999. -114 с.
4. Бабушкина Н. А. Оценка управляющих дозовых воздействий противоопухолевой терапии с использованием математического моделирования // Проблемы управления. - 2013.- № 5. -С. 60 – 65.
5. Бабушкина Н. А. Использование математического моделирования для оптимизации режимов химиотерапии на экспериментальных опухолях // IV Междун. конф. SICPRO-05 «Идентификация систем и задачи управления» / ИПУ РАН. – М., 2005.

6. Бабушкина Н. А. Управление процессом химиотерапии с использованием ферромагнитных наночастиц // Проблемы управления. - 2011.- № 3. -С. 56 – 63.
7. Марчук Г.И. Математические модели в иммунологии. Вычислительные методы и эксперименты.-М.: Наука, 1991.-304с.
8. Ройт А., Бростофф Дж., Мейл Д. Иммунология / Пер. с англ.- М.: Мир, 2000,-592с.
9. Романюха А.А. Математические модели в иммунологии и эпидемиологии инфекционных заболеваний. М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2011,-293с.
10. Lisette G. de Pillis, Ami E. Radunskaya, and Charles L. Wiseman **A Validated Mathematical Model of Cell-Mediated Immune Response to Tumor Growth.-Cancer Res.**, Sep 2005; 65: 7950 - 7958.
11. Arianna Palladini, Giordano Nicoletti, Francesco Pappalardo, Annalisa Murgo, Valentina Grosso, Valeria Stivani, Marianna L. Ianzano, Agnese Antognoli, Stefania Croci, Lorena Landuzzi, Carla De Giovanni, Patrizia Nanni, Santo Motta, and Pier-Luigi Lollini **In silico Modeling and In vivo Efficacy of Cancer-Preventive Vaccinations. Cancer Res.**, Oct 2010; 70: 7755 - 7763.
12. Yuri Kogan, Karin Halevi-Tobias, Moran Elishmereni, Stanimir Vuk-Pavlovic, and Zvia Agur **Reconsidering the Paradigm of Cancer Immunotherapy by Computationally Aided Real-time Personalization. - Cancer Res.**, May 2012; 72: 2218 - 2227.

MATHEMATICAL MODELING OF THE MECHANISM OF ANTITUMORAL EFFECT OF THE VIRUS-DERIVED VACCINES

N.A. Babushkina, V.M. Glumov
V.A. Trapeznikov

Institute of Control Sciences of Russian Academy of Sciences, babushkina_na@mail.ru

The paper presents the mathematical model of antitumoral treatment using the virus-derived vaccine. The model describes two stages of tumor cells' death caused by immune response to the virus and the subsequent immune response to the dead infected tumor cells. The mechanism of antitumoral effect of the virus-derived vaccines is described within the framework of interaction between tumor, virus and immune system.



КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ УСТОЙЧИВОСТИ КАРДИОДИНАМИКИ ПРИ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ СТРЕССОРНЫХ НАГРУЗКАХ

Мезенцева Л.В., Коновалов О.Н.
НИИ нормальной физиологии им. П.К.Анохина РАМН, Москва.
l.v.mezentseva@mail.ru

Экспериментальные и клинические наблюдения свидетельствуют, что стрессорные нагрузки вызывают нарушения ритма сердца [1]. В наших предыдущих исследованиях была разработана математическая модель, позволяющая изучать нарушения сердечного ритма при постепенном увеличении частоты экстракардиальной импульсации, поступающей на синоатриальный узел [2,3]. Целью настоящего исследования явилось применение этой модели для изучения устойчивости различных режимов кардиодинамики при стрессорных нагрузках, сопровождающихся увеличением частоты экстракардиальной симпатической импульсации.

Математическая модель, описывающая различные режимы функционирования кардиодинамики в условиях постепенного возрастания стрессорной нагрузки, сформулирована в виде рекуррентных уравнений, выражающих зависимости величин последующей задержки атриовентрикулярного (АВ) проведения (Z_{n+1}) от предыдущей (Z_n) и последующего RR интервала (RR_{n+1}) от предыдущего (RR_n):

$$Z_{n+1} = \begin{cases} Z(\min), & Z_n \leq T - K/Z(\min) \\ K/(T - Z_n), & T - K/Z(\min) \leq Z_n \leq T - r \end{cases} \quad (1)$$

$$RR_{n+2} - RR_{n+1} = Z_{n+2} - 2Z_{n+1} + Z_n \quad (2)$$

- Здесь - T - длительность интервала между возбуждениями синоатриального (СА) узла;
 - Z - величина задержки в СА или АВ узле;
 - $r = r(abs)$ - абсолютный рефрактерный период СА или АВ узла соответственно;
 - $Z(\min)$ - минимальное значение СА или АВ задержки;
 - K - постоянная, характеризующая крутизну функции реституции $Z(t)$.

Уравнения (1) и (2) позволяют по известным входным воздействиям $f_1(t), f_2(t), \dots, f_k(t)$, определяющим длительность интервала T между возбуждениями синоатриального (СА) узла, известным функциям задержек $Z_{CA}(t) = Z_{CA}(\min) + K_{CA}/t$ и $Z_{AB}(t) = Z_{AB}(\min) + K_{AB}/t$, а также заданным значениям констант $K_{CA}, K_{AB}, Z_{CA}(\min), Z_{AB}(\min), r_{CA}, r_{AB}$ определить временной ряд кардиоинтервалов $RR[i], i = 1, 2, \dots, N$, где N – длина ряда. При $Z_n > T - r$ имеет место выпадение импульса. На основании сформулированных уравнений авторы провели графическое исследование устойчивости различных режимов кардиодинамики методом лестничных диаграмм. Предполагалось, что стрессорная нагрузка возрастает пропорционально частоте нервной импульсации, поступающей на вход СА узла. Это предположение основано на известных из физиологии фактов о том, что при стрессорных нагрузках имеет место чрезмерная активация симпатических нервов, приводящая к возрастанию частоты нервной импульсации, поступающей на синоатриальный узел [4-6]. На рис.1 показано 3 различных случая расположения функции $Z_{n+1}(Z_n)$ относительно биссектрисы координатного угла, отвечающие различным состояниям устойчивости кардиоритма. Устойчивый (линейный) режим (рис.1 А) имеет место, если функция $Z_{n+1} = K/(T - Z_n)$ проходит ниже биссектрисы координатного угла, пересекая ее в двух точках. В этом случае при любом значении начальной задержки Z_0 последующие задержки Z_1, Z_2, Z_3, \dots образуют монотонно убывающую последовательность, стремящуюся к одному устойчивому аттрактору, находящемуся в нижней точке пересечения функций. Эта точка (Z_{ycm}) определяет режим устойчивого равновесия хаотической динамики сердечного ритма. Неустойчивый (хаотический) режим (рис.1Б) имеет место в том случае, когда кривая задержек не пересекает и не касается биссектрисы. В этом случае, как это можно видеть из рисунка, при любом начальном значении задержки Z_0 , все последующие значения задержек образуют монотонно возрастающую последовательность, которая, при некотором критическом значении задержки прерывается выпадением импульса. Этот режим – нелинейный, характеризуется отсутствием одного устойчивого аттрактора, большой изменчивостью и нерегулярностью кардиодинамики. Рис.1В – локально неустойчивый аттрактор. Кривая задержек касается биссектрисы. В этом случае при небольших значениях начальной задержки Z_0 последовательность $Z_1, Z_2, Z_3, \dots, Z_k$ стремится к точке касания – локально неустойчивому аттрактору.

Дальнейшие исследования устойчивости различных режимов кардиодинамики были выполнены методом компьютерного моделирования с помощью специально разработанной нами программы MOD2K, позволяющей рассчитывать временные ряды PP, PQ и RR интервалов, а также показатели и амплитудно-временной упорядоченности этих временных рядов при различных значениях частоты входной экстракардиальной импульсации, параметров модели и начальных условий $Z_{CA}(0), Z_{AB}(0)$ и $RR(0)$. Мы исходили из классических определений устойчивости по начальным данным, согласно которым система является **неустойчивой по начальным данным** в том случае, если малые погрешности в начальных условиях способны резко изменить намеченную траекторию [7]. В качестве исходного состояния принимались те же значения начальных условий, что и в нашей предыдущей работе [3]: $Z_{CA}(0) = 5, Z_{AB}(0) = 10, RR(0) = T$. Затем нами были проведены расчеты изменений параметров кардиодинамики в условиях линейных и нелинейных режимов при небольших отклонениях исходных значений начальных условий влево и вправо $Z_{CA}(0i) = Z_{CA}(0) \pm i\Delta Z_{ca}, Z_{AB}(0i) = Z_{AB}(0) \pm i\Delta Z_{ab}, RR(0i) = RR(0) \pm i\Delta RR$, где $\Delta Z_{ca} = \Delta Z_{ab} = \Delta Z(0) = 0,2, \Delta RR = 5, i = 1, \dots, 10$.

При любом начальном значении задержки Z_0 , все последующие значения задержек $Z_1, Z_2, Z_3, \dots, Z_k$ образуют монотонно возрастающую последовательность, которая, прерывается выпадением очередного (Z_{k+1}) импульса.

Результаты вычислительных экспериментов показали, что постепенное возрастание величины стрессорной нагрузки сопровождается не только количественными, но и качественными изменениями амплитудно-временной упорядоченности сердечного ритма. Различным диапазонам стрессорных воздействий соответствуют различные режимы функционирования кардиодинамики: линейный режим, режим «хаос 1-й степени» и режим «хаос 2-й степени».

A

Z(n+1)

Z(n+1)=Z(n)

Z(n+1)=K/(T-Z(n))

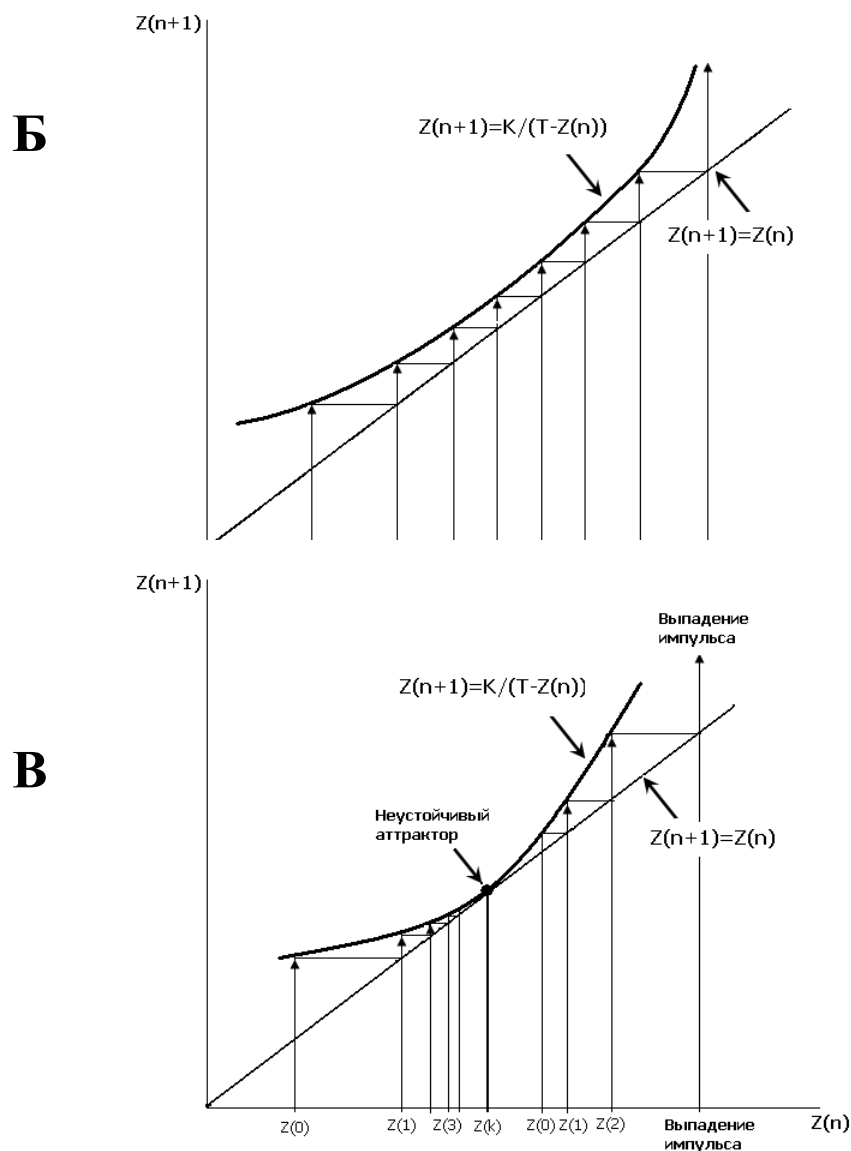


Рисунок 1 - Различные режимы хаотической динамики сердечного ритма соответствующие различным случаям расположения функции задержек относительно биссектрисы координатного угла. А. Устойчивый (линейный) режим: функция $Z_{n+1} = K / (T - Z_n)$ проходит ниже биссектрисы координатного угла, пересекая ее в двух точках. Нижняя точка пересечения – устойчивый аттрактор. Б. Неустойчивый (хаотический) режим: функция $Z_{n+1} = K / (T - Z_n)$ проходит выше биссектрисы координатного угла, не имея с ней точек пересечения. В. Локально неустойчивый аттрактор. Кривая задержек касается биссектрисы. В этом случае при небольших значениях начальной задержки Z_0 последовательность $Z_1 Z_2 Z_3 \dots Z_k$ стремится к точке касания – локально неустойчивому аттрактору.

Результаты исследований устойчивости этих режимов показали, что наибольшей устойчивостью отличается линейный режим. Для этого режима малые погрешности в значениях начальных условий не способны резко изменить исходную динамику RR интервалов. **Оба нелинейных режима кардиодинамики**

являются неустойчивыми, причем степень неустойчивости режима «хаос 2-й степени» более высокая по сравнению с режимом режим «хаос 1-й степени». Результаты вычислительных экспериментов свидетельствуют о наличии взаимосвязи между степенью нерегулярности сердечного ритма и его устойчивостью: чем выше степень нерегулярности сердечного ритма, тем ниже его устойчивость. Это согласуется с результатами физиологических экспериментов [8], в которых показано наличие взаимосвязи между показателями степени упорядоченности сердечного ритма и объективными показателями электрической стабильности сердца, оцениваемыми по порогам возникновения сердечных аритмий.

Библиографический список

1. Чазов Е.И. Болезни сердца и сосудов. Медицина, М. 1993.
2. Мезенцева Л.В. Анализ нелинейных режимов сердечной деятельности методами компьютерного моделирования. ВНМТ- 2009-№3-С.41-44.
3. Л.В.Мезенцева. Анализ нелинейной динамики кардиоритма с помощью двухконтурной математической модели. Биофизика -2011, т.56, вып.3, с.543-549.
4. Barton D.A., Dawood T, et al. Sympathetic activity in major depressive disorder: Identifying those at increased cardiac risk? //Journal of Hypertension.- 2007. 25. – P.2117-2124.
5. Esler M., Schwarz R., Alvarenga M. Mental stress is a cause of cardiovascular diseases: from skepticism to certainty.// Stress and Health. - 2008. 24- P. 175-180.
6. Esler M., Lambert E. Alvarenga M. Aqute mental stress responses: neural mechanisms of adverse cardiac cosequences// Stress and Health.- 2008. 24- P.196-202.
7. Ризниченко Г.Ю. Лекции по математическим моделям в биологии. Москва - Ижевск: РХД, 2011.- 560 с.
8. Kashtanov S.I., et al. Effect of Stress Induced by Electrical Stimulation of Hypothalamus on the Electrical Stability of Heart in Rabbits// Stress - 2004. - 7(3) - P. 189-194.

COMPUTER MODELING OF CARDIODYNAMICS STABILITY AT EXPERIMENTAL STRESSOR LOADS

Mezentseva L.V., Kononov O.N.

P.K. Anokhin Institute of Normal Physiology Russian Academy of Medical Sciences

l.v.mezentseva@mail.ru

Methods of an estimation of cardiodynamics stability at experimental stressor loads are described. Mathematical model is based on quantitative characteristics of impulse conduction in the heart conducting system. The model describes the phenomena observed at gradual increase of stressor intensity. It was shown the existence of a critical point of transition of heart rate dynamics from linear to chaotic mode. The results show that the greatest stability is notable for the linear regime. For this regime small errors in values of initial conditions cannot sharply change the initial dynamics of RR intervals.

Key words: nonlinear heart rate dynamics, stability, atrioventricular delay, mathematical model, stressor loads



ЭНТРОПИЙНЫЙ ПОДХОД К МОРФОЛОГИЧЕСКОМУ АНАЛИЗУ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ

Кузнецов А.А., Гуменный В.Г.

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых, artemi-k@mail.ru

В области донозологической диагностики рекомендуется метод оценки variability сердечного ритма (ВСР), как процесса реактивного к внешним влияниям [1 – 3]. Определяемые различными симптомами детерминистские вклады внесердечных влияний столь разнообразны, что использование статистического подхода для анализа нестационарных записей ритмограмм больных людей оказалось проблематично. Однако, сопутствующие структурно-топологические изменения отдельных элементов кардиоциклов на электрокардиограммах (ЭКГ) дают веское основание пролонгирования физико-математических методов анализа ФСО на больных людей в рамках применяемой в донозологической диагностике логики структурно-топологического анализа ДРС [4, 5].

Цель работы – исследование возможностей энтропийного подхода к анализу характерных морфологических изменений электрокардиограмм здоровых и больных людей.

Материалы и методы

В течение 1998 – 2012 гг. проведены 748 двадцатиминутных регистраций ЭКГ монитором Холтера лицензированного комплекса амбулаторной регистрации электрокардиосигнала «AnnA Flash 3000» [6, 7] у 109 условно здоровых студентов Владимирского госуниверситета и более 2000 регистраций ЭКГ больных людей в отделениях реанимации клинических учреждений городов Москвы и Владимира. Объектами применения

энтропийного подхода при исследовании его возможностей для анализа изменчивости функционального состояния организма человека служили ЭКГ здоровых и больных людей.

Основанием к применению энтропийного подхода к электрокардиографической информации стала высокая чувствительность информационной энтропии I^* к варибельности сердечного ритма [4]. Ожидаемая детальная синхронизация последовательности проведения электрического сигнала с алгоритмическим чередованием систол и диастол предсердий и желудочков [8, 9] в рамках нормальной физиологии сердца определена составом и системной динамикой четырехкамерного сердца с электропроводящей системой.

Описание программы морфологического анализа ЭКГ

Поиск характерных патоморфологических признаков проводился поэтапно программой морфологического анализа ЭКГ: детектирование координат пиков зубцов R с формированием ритмограмм и R-граммы, выбор окна и шага сканирования, сканирование ЭКГ с расчетом параметров участков, формирование отчета с выходными данными.

Программа позволяет работать в режимах: файловой обработки отдельных записей ЭКГ и работы с базой данных. При работе с базой данных программа позволяет просматривать данные в виде графиков, привязанных по интервалу времени к исходной ЭКГ. На первом «обучающем» этапе происходит текущее формирование базы данных с выведением основных характеристик записей с последовательностью процедур:

1. Захват файла ЭКГ с регистратора, конвертирование в текстовые файлы ЭКГ и ритмограммы, размещение их в указанных папках базы данных, выведение значений среднего, среднеквадратического отклонения (СКО), энтропии, частоты оцифровки записи.

2. Захват текстовых файлов из папки базы данных, обработка методом «скользящих средних» с формированием отчета.

3. Графическое просмотрное сопоставление участков ДРС и групп кардиоциклов на ЭКГ с морфологическими макро-изменениями с выявлением факторов влияния в формах:

- изменений ритма без изменения формы ЭКГ при действии механизмов регуляции вегетативной нервной системы [1, 3, 4];
- изменений форм ЭКГ при действии механизмов управления центральной нервной системой и нарушении проведения сигнала [9];
- изменений как на ритмограмме, так и на ЭКГ при совместном действии различных механизмов регуляции и управления [4, 9].

На втором этапе назначалась опорная точка кардиоцикла – амплитудное значение R зубца [1, 3, 9] детектированием ее координат и с формированием цифровых рядов и графиков ритмограммы и R-граммы [11], представляющих фазовую и амплитудную составляющие ЭКГ. Каждой из них ставились в соответствие расчетные значения информационной энтропии I^* и I_R^* , характеризующие структурную неупорядоченность параметрических рядов.

Второй и последующий этапы представляют результаты применяемых методов анализа морфологических искажений: периодичности, достоверности (повторяемости), сопряжения и соответствия патофизиологическим признакам (или симптомам).

На третьем этапе поиска патоморфологических признаков изменения ритма приводились в хронологическое соответствие с морфологическими изменениями кардиоциклов на ЭКГ, оцениваемыми изменчивостью значений I_{RR}^* энтропии кардиоциклов. Морфологические изменения кардиоциклов на ЭКГ определялись на основе ярусной технологии [4] в форме Шеннона $I_{\text{ш}} = -\sum_{i=1} p_i \log_2 p_i$ и в модифицированной

форме $I^* = \frac{A}{n} \ln \Gamma$, где n – объем выборки, $\Gamma = \frac{n!}{k \prod_{i=1}^k n_i!}$ – полиномиальный коэффициент, n_i – число отсчетов

на i -том ярусе, k – число ярусов, $A = 1/\ln 2$ [4, 11 – 13] Цифровой ряд значений $I_{RR}^*(n)$, соответствующий динамике энтропии на ЭКГ был назван авторами энтропи-граммой, или \mathcal{E}_{RR} -граммой.

Управление окном позволяет выделять временные интервалы соответствующего участка ЭКГ, проводить масштабирование, коррекцию данных, оформления и перенос графиков при синхронизированной оси времени (рис. 1).

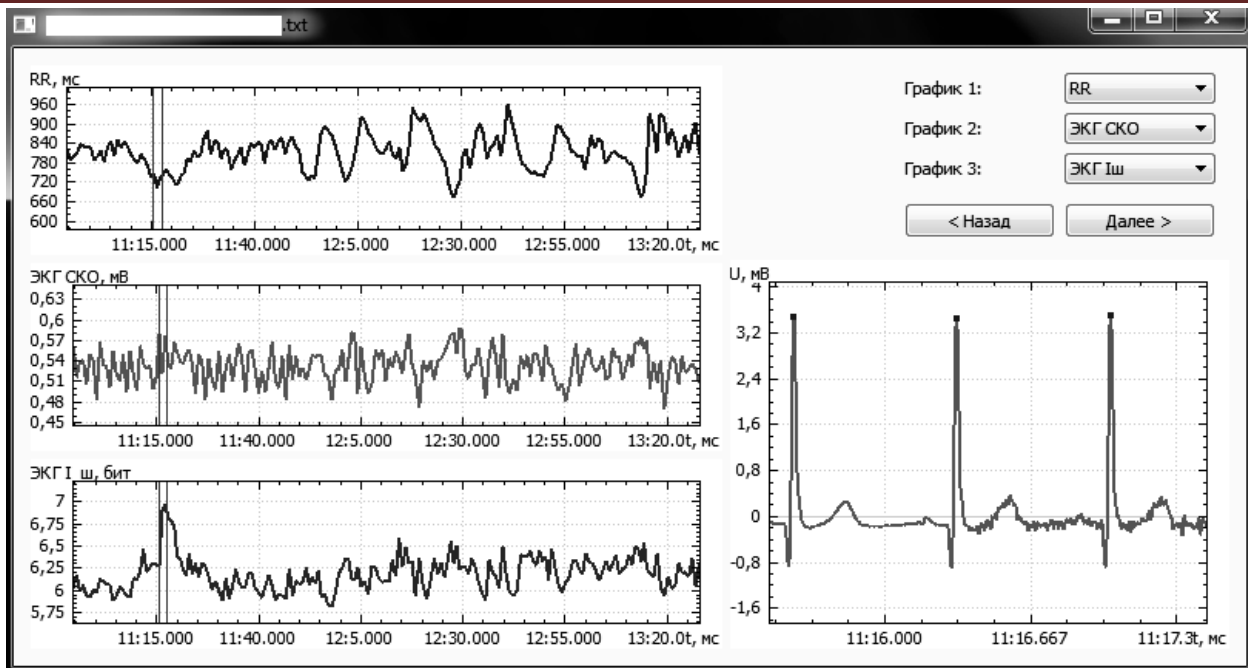


Рисунок 2 - Просмотровое окно визуального анализа: слева – графики ритма (RR), ЭКГ СКО и энтропии (ЭКГ Iш); справа – окно просмотра участка ЭКГ на выделенном интервале времени

В отчет включаются: частота дискретизации ЭКГ, средние значения ЭКГ и ДРС, стандартные отклонения ЭКГ и ДРС, энтропии ЭКГ и ДРС, рассчитываемые по формуле Шеннона и методике авторов [4, 5, 11 – 13].

Результаты программного поиска

Предварительные результаты исследования возможностей энтропийного подхода к анализу морфологических изменений ЭКГ больных людей основаны на детальном сопоставлении характера изменений на \mathcal{E}_{RR} -грамме с соответствующими участками ритмограммы и ЭКГ. Связь между морфологическими изменениями на ЭКГ определяется качественными непрерывными и импульсными изменениями на согласованных по времени графиках ритмограммы (RR), \mathcal{E}_{RR} -граммы (ЭКГ Iш) и ЭКГ СКО (см. рис. 1). На основании анализа программных отчетов энтропия оказывается чувствительным параметром, разнонаправлено отражающим неспецифические морфологические изменения элементов кардиоциклов (табл.).

Таблица 1 - Связь между изменением энтропии и формой кардиоциклов на ЭКГ

Факторы роста энтропии	Факторы уменьшения энтропии
• дрейф кардиоцикла, экстрасистолия	• стабилизация форм кардиоциклов
• искажение форм зубцов	• стабилизация всей реализации ЭКГ
• рост амплитуды зубцов	• уменьшение амплитуды зубцов
• появления «вибраций» и волновых форм	• уменьшение размера кардиоцикла
• депрессия и дрейф интервала Т-Р	• уменьшение СКО кардиоцикла
• артефакты электродного контакта, сетевой помехи	• эффективная фильтрация артефактов

Обсуждение результатов

Для здоровых людей устойчивые детерминированные морфологические признаки кардиоциклов на кривой ЭКГ имеют слабую стационарную амплитудно-частотную вариабельность. При возникновении патологических факторов влияния морфологические изменения кардиоциклов на кривой ЭКГ обретают количественный, а затем и качественный характер при всем своем многообразии [10]. Это указывает на должный рост информационной энтропии ЭКГ и ее падение для ДРС при усилении патологических факторов (см. табл.).

Согласно предложенной авторами трехступенчатой модели контроля, регуляции и управления ритма сердца человека режиму контроля соответствуют максимальные значения СКО и I^* ДРС. На ЭКГ ритмическая компонента при слабой вариабельности R-граммы сопровождается относительно большими амплитудными пиками зубцов R. У здорового человека такой ритм сердца не требует регуляции, а ДРС естественно нормализована [14]. Падение СКО свидетельствует о снижении вариабельности ритма сердца, усилении влияния со стороны симпатического сегмента вегетативной нервной системы (ВНС), сопровождающееся упорядочиванием структуры ритмического сигнала, фиксируемой уменьшением энтропии ДРС. При некотором

пределе постоянного влияния «включается» и резко нарастает тормозящий фактор парасимпатического сегмента ВНС, приводящий к резкому (скачком) росту СКО при сохраненном минимуме энтропии. Режим регуляции ритма скачком сменяется режимом регуляции с уровнем варибельности сигнала, устанавливаемым центральной нервной системы. Такой режим и был назван режимом управления [4].

Оказалось, что процессы влияний, выводящие ритмическую компоненту сердца из управляемой системы гомеостаза, могут быть поставлены в соответствие с определенными морфологическими изменениями на ЭКГ больного человека. Обнаружено, что при переходе с режима контроля на режим регуляции и далее – на режим управления, варибельность амплитудной составляющей ЭКГ резко усиливается, а \mathcal{E}_{RR} -грамма постепенно теряет эффект «шунтирования», приобретает волновые формы, и далее, обретая аperiodический и с нарастающей амплитудой стохастический характер. Так как каждая точка на \mathcal{E}_{RR} -грамме определяет значение энтропии определенного кардицикла, можно утверждать, что электропроводящая система сердца не предназначена для работы долгое время в указанном режиме.

Полученные результаты для ЭКГ и ДРС позволяют предположить наличие соответственно предельно-минимального и предельно-максимального количества информации при работе сердца в режиме контроля без выраженных управляющих и регулирующих действий, не требуемых онтогенезом при отсутствии патологических влияний. Режим минимального напряжения механизмов адаптации, вероятно, характеризуется минимальным количеством информации по энергетической составляющей и максимальной – по ритмической составляющей ЭКГ. В таком случае для больных людей эффективный поиск характерных морфологических изменений на кривой кардицикла ЭКГ на их соответствие патофизиологическим признакам требует значительно более высокого разрешения по амплитуде и фазе. Это в свою очередь, приведет к уменьшению шага дискретизации, масштаба осреднения и усилению роли опорной точки отсчета привязки по оси времени с одинаковой синхронизацией процессов проведения по каждому кардициклу. Уменьшение масштаба осреднения позволит выделить на ЭКГ высокочастотные и слабо-энергетические проявления развития и повторяемости патофизиологических признаков. Анализ повторяемости каждого признака на кардициклах зависит от формы проявления и синхронизации относительно опорной точки.

Выводы

1. Предложенный новый аналитический инструментарий в формах \mathcal{E}_{RR} -граммы и \mathcal{E}_R -граммы – эффективен для классификации патоморфологических признаков ЭКГ.
2. Энтропия чувствительна к любым амплитудным и морфологическим изменениям кардицикла, но не избирательна, не специфична к конкретным видам и формам искажений.
3. При работе сердца в режиме контроля для ЭКГ и ДРС предположено наличие предельно-минимального и предельно-максимального количества информации, соответственно.
4. Выделение патоморфологических признаков требует высокого разрешения записи.

Библиографический список

1. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use // European Heart Journal. 1996. V.17. P. 354 – 381.
2. Биологические ритмы. В 2 т. Т. 1 : пер. с англ.; под ред. Ю. Ашоффа. – М.: Мир. 1984. 414 с.
3. Баевский Р.М., Берсенева А.П. Введение в донозологическую диагностику. – М.: Слово. 2008. 176 с.
4. Кузнецов А.А. Системный анализ и обработка электрокардиографической информации. Дисс... д.т.н. – Н.Новгород: 2012. 297 с.
5. Кузнецов А.А. Измерительные характеристики и свойства информационной энтропии диаграмм ритма сердца // Измерительная техника. 2011. № 7. С. 65 – 70.
6. Прилуцкий Д.А., Кузнецов А.А., Чепенко В.В., Плеханов А.А. Накопитель ЭКГ «AnnAFlash 2000» // Методы и средства измерений физических величин. – Н.Новгород: НГТУ. 2006. С. 31.
7. Medical Computer Systems, Zelenograd, Moscow: <http://www.mks.ru>
8. Физиология человека: В 3 томах. Т.2. Пер. с англ./ Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. – М.: Мир. 1996. 313 с.
9. Кузнецов А.А., Плеханов А.А., Сушкова Л.Т. Автоматизированный информационно-измерительный комплекс для синхронной регистрации, обработки и анализа электрокардиограмм и фотоплетизмограмм // Информационно-измерительные и управляющие системы. 2009. № 10. С. 85 – 90.
10. Кушаковский М.С., Журавлёва Н.Б. Аритмии и блокады сердца (атлас электрокардиограмм). – Л.: Медицина. 1981. 340 с.
11. Кузнецов А.А. Ортогональный и интегральный методы анализа электрокардиографической информации // Успехи современной радиоэлектроники. 2012. № 12. С. 75 – 88.
12. Вентцель Е.С. Теория вероятностей: учеб. для вузов. – М.: Высш. шк., 1999. 576 с.
13. Shannon C.E., Weaver W. The Mathematical Theory of Communication. Univ. of Illinois Press. 1948. P. 1249.
14. Кузнецов А.А., Пермяков С.А. О естественной нормализации диаграммы ритма сердца // Труды Нижегородского государственного университета им. Р.Е. Алексеева. – Н.Новгород: Изд-во НГТУ. № 4 (97). 2012. С. 363 – 368.

ENTROPY APPROACH TO THE ANALYSIS OF ILL PEOPLE ELECTROCARDIOGRAMS

A.A. Kuznetsov, V.G.Gumennyj

Vladimir state university named after Alexander and Nikolay Stoletovs

The stage-by-stage technology of the morphological analysis of electrocardiograms for which is submitted is developed the software for research of the entropy approach opportunities to the analysis of characteristic morphological changes of ill people electrocardiograms. The preliminary results are given. It is shown, that entropy as universal parameter of cardio cycles morphology variability, is sensitive to any cardio cycles peak and morphological changes, but not specific to concrete kinds and forms of distortions

Key words: electrocardiogram, information entropy, morphological changes, pat physiological attributes

◆
К МОДЕЛИ ЛОГИЧЕСКОГО МЫШЛЕНИЯ

Кузнецов А. А.

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых, artemi-k@mail.ru

Формирование социального (производного) информационного фона распределенной генерацией производных логических цепей разной длины (мышления) положено в основу ныне модной математической модели нейронного анализа с построением текущих фильтров, усилителей на промежуточных «аналитических слоях». Нейронная сеть работает в частности, на дискретном одно- или многофакторном сопоставлении анализируемых параметров стационарных и нестационарных процессов, представляя, таким образом, разновидность дискриминантного анализа, предоставляющего или не предоставляющего возможность интерпретации результатов, соответственно. По мнению автора, основной недостаток такого аналитического подхода является и причиной его появления, а именно: отсутствие эталона – модельных процессов эффективного сопоставления. Поиск эталонного управляющего процесса (параметра) статистическими методами физически неубедителен. При отсутствии эталона сопоставления для такой сети отсутствует память в части систематизации накопления информации. Бессистемная (оперативная) память работает отстраненно (автономно) в форме «базы данных» образов, но не процедур. Отсутствие пластичности, социальной аккумуляции, предполагающей классификацию по признаку сродства восприятия человеком среды и социума, указывает на то, что даже обученная нейронная сеть показывает лишь последовательно-параллельное взвешивание разностной информации для рекомендации конкретного результата. Такой машинный внесоциальный механизм принятия решений, т.е. настоящего, не имеет перспектив на дальние прогнозные действия. Аккумуляция – классификация – это непрерывные процедуры одного звена сопряжения – мало-амплитудные (слабо-энергетические) и долгопериодические. «Быстрый ум» нейронной сети генерирует короткие мысли в относительно высокочастотной области, не обладая (при отсутствии доступа) дальней ассоциативностью восприятия информации. Вопросы типа: что длиннее – красное или кислое, его лишь забавляют, но не включают. Иными словами, логика короткая и длинная имеют разные вопросы и разные результаты. Приходящее решение может оказаться неожиданным, определяемым алогичностью, вне принятой логики заданного размера, выделенного интервала и хода последовательности событий или суждений.

Все решения, приводящие к результирующим действиям, принимаются с участием прогноза конечной цели, исполнение которого становится критерием их эффективности. Исключая бесконечный рост энергетики действий при монотонном росте остается только признать их цикличность. С другой стороны аккумуляция решений в алгоритмическую последовательность реализованной (читанной) информации приводит к появлению и росту нелинейных непрогнозируемых эффектов при не учете всех переменных условий. Так человек живет в узком внешнем социальном окружении. Расширение окружения во времени, и интервал времени задержки могут сделать его одинаково равновероятно и с любым уровнем (при не учете иных условий) как социальным, так и антисоциальным.

Проблемы в науке – в качестве моделей. Ученые изучают модель, но не ищут универсальные закономерности. Такие исследования раньше называли «гимнастикой ума». В обществе потребления экспериментальная физика («основа основ») постепенно вырождается в прикладную математику и информатику, а биофизика и хотела бы в них превратиться, но не может из-за отсутствия собственного математического аппарата. Здесь необходимо приостановиться и обсудить причины и проблемы описания биофизических процессов при помощи общепринятого в математической физике аппарата, так как работа имеет характер обсуждения биофизического исследования приоритетов, основанного на авторском мировоззрении.

При исследовании биофизических объектов применение функций нелинейного анализа (ФНА) с большим, но конечным числом решений, вероятно, является исходно правильным подходом. Каждый момент или интервал времени определен одним событийным решением, встраиваемым в строящуюся в прошлое алгоритмическую последовательность событий. Остальные – отрицаемые. В таком случае функция процесса

должна обладать признаком источника, провоцирующего ее развитие. Возникает функциональное циклическое ветвление – функциональный алгоритм, работающий при переменных условиях, которые и задают единственную «путь-дорожку» (текущий выбор) в «паутине ветвлений решений». Как видим, проблемы начинаются с самого начала – с процедуры формирования ФНА. Если она универсальна для работы всей системы, то должна включать процедуры перебора вариантов и принятия решений с механизмами управления: контроля (пассивного), коррекции (регуляции) и смены качества (собственно управления).

Существуют факторы, указывающие на ущербность такого, весьма распространенного подхода: 1. Универсальность ФНА может быть обеспечена для системного процесса лишь при однопараметрическом анализе с субъективным (для определенного интервала времени) назначением управляющего параметра смены качества основного динамического процесса; 2. Процедуры тестирования процессов перебора вариантов проводятся вне времени, а значит и вне временных интервалов системного процесса; 3. При отсутствии эталонного системного процесса тестирование механизмов управления в режимах контроля и регуляции становится бессмысленным. А ведь именно в этих режимах любой процесс обретает осмысленность, если имеет собственные механизмы защиты устойчивости вблизи некоего виртуального эталонного процесса нормы, определенного и следующего за внешними условиями.

При тестировании процессов перебора вариантов исследователем проводится своеобразное сравнительное «взвешивание» или согласование по функциям распределений отдельных решений, что является чисто математической операцией, абсолютно отделенной от динамики системного процесса. При этом ритмические составляющие при переборе и выборе вообще не участвуют, т.к. эти процедуры рассматриваются вне самих процессов. Это очень странно, так как именно они обеспечивают и направленность, и конечный результат, или цикл. Если учитывать ритмические составляющие, то должен появиться спектр взвешенных решений. Он имеет ритмическую данность, поэтому должен непрерывно переформировываться и меняться. Это вероятно и есть наиболее существенное приближение к спектру информационному фону. Такой спектр очень индивидуален в части относительно высоких частот – области принятия быстрых решений (см. ранее).

Будущие ветвления (выбор) должны быть предопределены, вероятно, наличием очень длинных интервалов (периодов) реализаций событий. Каждый период задает относительно «спокойный» интервал времени, затем наступает выбор. Он обеспечивается (предвосхищается) ростом амплитуды флуктуаций относительно высокой частоты. Наличие высоких частот обеспечивается реакцией объекта, например, «живой материи» на внешние длинные влияния. Если внешние влияния постоянны, а их амплитуды меньше характерных флуктуаций, то система «замораживается» в стационарном динамическом состоянии. Если резонирует внешним сторонним ритмом одна из мод исходного длинноволнового, то конечная (через управляющий период) флуктуация усиливается, обеспечивая ветвление процесса и переход на новый стационарный спектральный процесс. В таком случае сравнение спектров двух стационарных участков может указать или выделить (например, перемножением по частотной оси) этот самый сигнал, детерминированный частотой. Появляется возможность проводить частотный анализ: на временной оси выделяются одна за другой частоты текущих влияний. Описанное выше напоминает непрерывно текущий вейвлет-анализ. Вейвлет здесь выступает как эталонный сигнал с заданным спектром. Автор предлагает при исследовании работы сердца за эталонный сигнал принять ритм здорового сформировавшегося молодого человека (20 – 25 лет) по признаку минимального избытка информационной энтропии [1] в состоянии покоя и заданным спектральным составом по отношению вкладов в ритм сердца симпатического и парасимпатического сегментов (LF/HF) вегетативной нервной системы [2]. Все иные спектры влияния сравниваются с заданным (эталонным) по составу.

Можно, вероятно, подойти к процедуре взвешивания как к системной последовательности принятия решений. Такая алгоритмическая последовательность реализуется в систему алгебраических уравнений с постоянными коэффициентами, которые формируют матрицу системного решения. Усиление определенного влияния на системный процесс взвешивания может означать изменение коэффициентов одного из столбцов, что эквивалентно перемножению матрицы на столбец. Таким образом, каждое выбранное влияние как фактор направленности на принятие решения отражает функция собственного вектора. Матрица - многовекторный системный способ принятия решений. Сопоставление матрицы по аналогии информационному фону является грубым. Но ничего другого нет. Проблемы с самого начала формирования матрицы возникают такие же, как при использовании динамического метода при описании систем многих частиц. Но там хотя бы известно эталонное (при нормальных условиях) число материальных частиц (число Лошмидта) в единице объема. В нашем случае число перебираемых вариантов (бит информации) огромно, вариативно и никакого эталонного их числа неизвестно. Предположим, что такую матрицу удалось сформировать для фиксированного момента времени. Тогда возникает следующая проблема: как задать управляемую условиями переменность ее членов, особенно в области высоких частот (быстрых решений). В той или иной степени взаимозависимость переменных коэффициентов исходной системы n уравнений потребует создать матрицу взаимозависимостей и т.д. Такой подход «матрешки» ненадежен и требует постоянной пошаговой коррекции. Если предположить, что естественным корректором является информационный фон (глобальная информационная матрица), то процессы перестают зависеть от времени – происходят вне времени. Время для человека становится пассивным фактором, назначаемым *post factum* реализуемой алгоритмической последовательностью событий (АПС). Коррекция процедур перебора вариантов становится синонимом активного «считывания» информационного фона.

Индивидуальные АПС_{*i*} каждого *i*-того человека предопределены психоэмоциональной составляющей, детерминированной кластерными социальными динамическими информационными влияниями. В пространственно-временном аспекте они неотделимы и заданы длинноволновой кластерной социальной структурой. Этот кластер меняет свою структуру в иные интервалы времени, заставляя АПС_{*i*} искать свое место в ней. Поэтому информационная доминанта пространственно-временного сродства, непрерывно формирующая отдельные виртуальные информационные кластеры имеет волновой характер. Распределение по информационному сродству может сопровождаться раздельными кластерами со ступенчатым изменением сродства от кластера к кластеру, но при росте плотности населения или интенсификации процессов общения распределение может стремиться по форме к монотонному. Кластеры сильно индивидуальны в своей данности, поэтому их взаимозаменяемость системная кооперативная – по принципу «все или ничего».

Существование пересекающихся структур социальных кластеров обязательно в связи с широким спектром АПС в части психических и эмоциональных составляющих. Эти составляющие деятельности людей в динамической части базируются на четырех условных темпераментах; в генетической части – на наследовании переданных отличительных возможностях; в нравственной части – на воспитании, напрямую заданных родителями качеств; в пространственной географической части – климатом; во временной части – длинноволновыми управляющими влияниями внешней среды. Состав этих частей предопределяет место и кластерную социальную структуру встраивания логики того или иного человека.

Библиографический список

1. Кузнецов А.А. Системный анализ и обработка электрокардиографической информации. Дисс... д.т.н. – Н.Новгород: 2012. 297 с.
2. Кузнецов А.А. Структурно-частотный анализ ритмограмм здоровых людей // Измерительная техника. № 1. 2014. (в печати)

TO MODEL OF LOGIC THINKING

A. A. Kuznetsov

Vladimir state university named after Alexander and Nikolay Stoletovs, artemi-k@mail.ru

On the basis of known and universal scientific approaches of researches the general analysis of formation of a social (derivative) information background is carried out by the allocated generation of derivative logic circuits of different length (thinking). The basic attention is given by a rhythmic component at touch and a choice of the decision. In view of a social background it is shown, that the information dominant of existential affinity continuously forming separate virtual information clusters has wave character.

Key words: an information background, rhythms, society, logic of thinking

◆

ПРОБЛЕМЫ ФОРМУЛИРОВКИ СПЕЦИАЛИЗИРОВАННЫХ РАЗДЕЛОВ МЕДИКО-ТЕХНИЧЕСКИХ ТРЕБОВАНИЙ К МЕДИЦИНСКИМ СЕРВИСНЫМ РОБОТАМ

Рогаткин Д.А., Лапитан Д.Г., Лапаева Л.Г., Быченков О.А.

ГБУЗ МО Московский областной научно-исследовательский клинический институт (МОНКИ)
им. М.Ф. Владимирского, e-mail: lapitandenis@mail.ru

Развивающийся рынок медицинских роботов поражает своим напором и стремительностью [1-4]. Если верить тысячам рекламных роликов и выставочным демонстрациям, умные и автономно работающие роботы буквально со дня на день заполняют все больницы и клиники. Наиболее массовое распространение могут получить в учреждениях здравоохранения сервисные медицинские роботы, выполняющие транспортные и информационно-телекоммуникационные функции – функции удаленного телеприсутствия, справочно-информационного обеспечения и пр. [5-7]. Концепция их функционирования в клинике может быть кратко и наглядно изображена следующим образом (рис. 1) [6]:

В рамках данной концепции под термином *сервисный медицинский робот* (СМР) понимается некоторое компактное, многофункциональное, подвижное и автономно функционирующее электронно-механическое устройство, которое работает в условиях учреждения здравоохранения и предназначено для выполнения внутри этого учреждения различных транспортных, поисковых и информационных задач, т.е. для выполнения различных поручений, связанных с поиском объектов, взаимодействием с объектом, управлением объектом, получением информации об объекте, хранением этой информации, её обработкой и сообщением человеку. Общая стратегия поведения СМР в клинике может быть тогда формально сформулирована так.



Рисунок 1 - Парадигма функционирования сервисных медицинских роботов в клинике.

Все задачи роботом решаются алгоритмически за счет его перемещения в переменной внешней среде путем поиска и установления последовательных контактов с внешними объектами взаимодействия (врач, пациент, диагностический прибор, предмет мебели, комната), которые заложены в него в виде наборов переменных для опознания и взаимодействия. Робот перемещается по клинике, стремясь к решению поставленной ему оператором (врачом, пациентом) конкретной задачи T_i в заданный отрезок времени. По мере его движения возникают переменные ситуации S_i , включая нештатные ситуации (например, перегорожен необходимый проход), которые СМР должен решать автономно, без участия оператора, ставя себе самому промежуточные ситуационные цели и подзадачи t_{ij} и формируя ситуационную стратегию поведения Str_{ij} и ситуационные целевые функции Q_{ij} (обход препятствия, подзарядка аккумулятора и пр.). В крайнем случае неразрешимой для СМР ситуации, робот может полностью остановиться и выдать сигнал бедствия (беспомощности).

Как создать такого робота? Как известно, любая задача разработки конструкции современного технического устройства на входе должна иметь четко сформулированное на инженерно-техническом языке техническое задание (ТЗ) с конкретными техническими требованиями к устройству в целом, а также к его отдельным частям и узлам, включая требования к алгоритмам и программному обеспечению. В случае изделий медицинского назначения такие требования именуются «Медико-технические требования» (МТТ). В нашей стране они регламентируются требованиями ГОСТ Р 15.013-94 Приложение В [7]. Помимо общих требований по порядку разработки изделий медицинской техники, требований по составу изделия, по его надежности и т.п. большой объем в МТТ составляют специализированные требования, присущие только данному конкретному типу изделий с конкретным функциональным назначением или некоторому классу изделий.

В рамках проводимой работы нами была проанализирована возможность формулировки на современном этапе развития робототехники специализированных медико-технических требований (СМТТ) к СМР в соответствие с [7]. Было установлено, что все СМТТ к СМР функционально можно разбить на 5 основных разделов:

1. Требования к функциональному назначению и функциональным возможностям СМР (п.6 «Медицинские требования» согласно [7], Приложение В).
2. Требования к аппаратному оснащению и конструктивному исполнению СМР (п. 7.1-7.2, п.7.6 и др. согласно [7], Приложение «В»).
3. Требования к программному обеспечению СМР (такие пункты *полностью отсутствуют* в [7]).
4. Требования по безопасности СМР (п.7.4. по [7], Приложение «В»).
5. Требования к среде обитания и условиям эксплуатации СМР (п.7.3 согласно [7], Приложение «В»).

Некоторые из этих требований могут быть достаточно легко формализованы и описаны, например, требования к среде обитания робота [8]. Однако, как видно, в части программного обеспечения наша жизнь ушла далеко вперед, и ГОСТ с 20-летним «стажем» уже заметно отстает от реальных потребностей современного медицинского приборостроения. В нем не предусмотрены ключевые требования по программному обеспечению приборов, а именно программные средства сегодня играют все более существенную роль, и не только в роботостроении. Но проблемы формулировки СМТТ для СМР на этом далеко не исчерпываются. Согласно концепции рис.1, робот должен уметь самостоятельно делать практически все: автономно решать задачу, видеть проблему, распознавать ситуацию, уметь общаться. Одним словом, требуется создать робота, умеющего все. Но как это должно быть отражено в СМТТ на технически формализованном языке? Мы попробовали найти ответ на этот вопрос.

Например, в части требований к функциональным возможностям СМР (раздел 1) наши исследования показали необходимость введения следующих пунктов СМТТ:

- список общих функциональных возможностей (функций назначения) СМР в клинике (транспортные функции, поисковые, телеприсутствия, контроля окружающей среды, взаимодействие с пациентами, обслуживание приборов и пр.) и описание их конкретных параметров;
- требования к функциональным возможностям интерфейса «робот-врач» (голосовой интерфейс, дистанционный через интернет, визуальный на экране монитора и т.п.) со списком понятий и команд, которые должен уметь распознавать и «понимать» СМР в процессе своей деятельности;
- список различаемых роботом штатных ситуаций, состоящих из набора предметов, сцен и возможных сценариев развития событий во внешней среде на территории обитания СМР согласно функциям назначения;
- список различаемых СМР нештатных ситуаций во внешней среде на территории обитания согласно функциям назначения (пожар, наводнение, задымление, обнаружение посторонних неопознанных предметов, посторонних людей и пр.);
- перечень конкретных требований по поведению робота в той или иной штатной или нештатной ситуации согласно предыдущим пунктам.

Выполнение всех этих общих функций назначения СМР и сформулированных детальных требований по поведению СМР в различных ситуациях невозможно без специализированного «интеллектуального» программного обеспечения (ПО) робота. Поэтому СМТТ к СМР должны содержать серьезные и детальные пункты требований к ПО СМР, например, такие как:

- требования к алгоритмам работы интерфейса «врач-СМР» (требования к способам задания команд и целевых функций назначения – звуковые команды, визуальные на экране, набор на клавиатуре и т.п.), требования к распознаванию действий врача: распознавание его речи, образов, знаков, символов, требования по допустимым ошибкам распознавания;
- требования к алгоритмам распознавания образов и ситуационных сцен по сигналам с сенсорных систем робота во время его автономной работы (формулировка и описание набора распознаваемых признаков предметов, сцен и сценариев развития ситуации), требования по точности распознавания каждого признака и допустимым ошибкам распознавания, требования по представлению результатов распознавания и их инкорпорированию в актуальную модель мира робота;
- требования к собственно внутренней модели мира робота, к набору ее функциональных элементов, к их классификационным признакам, функциональным взаимоотношениям (семантическим связям), возможным взаимодействиям, к способам и возможностям имитации ситуации (ситуационной задачи) и т.п.

Как видно, большинство из этих требований настолько объемны и сформулированы пока еще настолько в общем виде, что их формальное инженерно-техническое описание в плане разработки реальных и полноценных СМТТ пока остается за гранью возможного. Именно это, на наш взгляд, определяет сегодня существующую огромную дистанцию между образом необходимого нам интеллектуального СМР в нашем представлении по типу рис.1 и реальными робототехническими рекламными и демонстрационными разработками. Только теоретически решив задачу формализации и детальной проработки всех пунктов СМТТ, указанных выше, можно надеяться, что мы сможем профессионально подойти к собственно разработке реального СМР.

Более того, важнейшим элементом любого СМР, согласно полученным и обозначенным выше данным, является система внутренних и внешних органов «чувств» робота - сенсоров, которые в совокупности определяют его «картину мира» и все ее существенные и несущественные внешние и внутренние переменные объектов мира, с которыми ему предстоит работать. Именно от сенсорной системы робота и сопряженной с ней системы распознавания образов, от их совместной способности к вычленению и категоризации объектов внешнего и внутреннего мира робота, зависит весь дальнейший облик всей мыслительно-логической начинки ПО робота, т.к. «мыслить» робот может только в тех категориях, которые способны выделять и распознавать его органы чувств [8]. Соответственно, ключевым элементом, определяющим большинство функциональных возможностей СМР и облик его ПО, является внутренняя модель мира (ММ) робота. Она отражает состояние окружающего мира робота не только в терминах, которые он может «воспринимать» своими органами чувств (совместно с системой распознавания образов), но и определяет всю систему категорий мира, которыми «оперирует» робот. Она же во многом диктует и необходимые требования к сенсорным и исполнительным органам робота, т.к. для наиболее эффективного достижения целевых функций СМР необходимо не только умелое решение роботом различных логических задач, но и «взаимопонимание» и увязка всех его внутренних категорий мира между собой. Понимание семантических связей между категориями, их истории развития и т.д. Однако, как грамотно сформулировать СМТТ к модели мира СМР сегодня, видимо, мало кто себе реально представляет. И это одна из ключевых нерешенных теоретических задач всей современной робототехники, на наш взгляд. Работа выполняется при финансовой поддержке гранта РФФИ №14-08-01127а.

Библиографический список

1. Wang Y. et. al. The developing market for medical robotics // Proc. IEEE, Special issue “Medical Robotics”, Ed. By T. Kanade, B. Davis, and C.N.Riviere, vol. 94, No.9, 2006. – p.1763-1770.
2. "Robotics for Healthcare" // Final report of the study within framework of the eHealth activities of the EU Comission. – EUC Publishing, 2010.

3. Краевский С.В., Рогаткин Д.А. Медицинская робототехника: первые шаги медицинских роботов. // Технологии живых систем, т.7, №4, 2010. - с.3-14.
4. Саврасов Г.В. Тенденции развития медицинской робототехники. // Биомедицинская радиоэлектроника, № 10, 2007. - с.42-46.
5. Прищепа М.В., Баранов К.Ю. Особенности разработки пользовательского интерфейса мобильного информационного робота // Изв. Вузов. Приборостроение, т.55, №11, 2012. - с.46-51.
6. Рогаткин Д.А., Лапитан Д.Г., Лапаева Л.Г. Концепция автономных мобильных сервисных роботов для медицины // Биомедицинская радиоэлектроника, №5, 2013. - с.46-56.
7. ГОСТ Р 15.013-94. Медицинские изделия. Система разработки и постановки продукции на производство. – М.: Госстандарт, 1994.
8. Рогаткин Д.А., Лапитан Д.Г. Среда обитания сервисных медицинских роботов в клинике // Ползуновский вестник, №2, 2013. - с.233-238.

PROBLEMS OF SPECIAL SECTIONS OF MEDICO-TECHNICAL REQUIREMENTS FORMULATING FOR MEDICAL SERVICE ROBOTS

Rogatkin D.A., Lapitan D.G., Lapaeva L.G., Bychenkov O.A.
Moscow Regional Research and Clinical Institute "MONIKI" named after M. F. Vladimirovskiy,
e-mail: lapitandenis@mail.ru

World over the explosive interest to medical robotic systems including mobile service medical robots (SMR) is observed. However there is a certain gap in scientific, engineering and technical theoretical foundations of creation of SMR and their functioning in clinics. Therefore, this article presents the theoretical engineering approach to the formulating of medico-technical requirements of SMR functioning in clinics.

The possibility of specialized medico-technical requirements (SMTR) formulating for SMR was analyzed at the modern stage of robotics development. It was determined that all SMTR of SMR can be functionally divided into five main sections: 1. Requirements to a functional purpose and functionality; 2. Requirements to hardware equipment and designs; 3. Software requirements; 4. Safety requirements; 5. Requirements to a habitat and operating conditions. The attempt to describe these requirements on technically formalized language was made. In particular, SMTR to functionality and software of SMR were formulated. So, we will be able to professionally approach to development of real robots only theoretically have been solved the problem of formalization and detailed study of all above items of SMTR. Moreover, a very important element of any SMR is the system of internal and external sensitive organs, i.e. sensors, which is together determined its "world picture" and all its essential and inessential variables of objects to work with them. Respectively, a key element which is determined the most of functionality and software of SMR is the internal world model of robot. It defines the necessary requirements to the sensory and executive organs of the robot. So, in our opinion, the correct formulation of SMTR to the internal world model of SMR is one of the key unsolved theoretical problems of all modern robotics.



ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК БИОТКАНИ ПРИ РАДИОЧАСТОТНОЙ ЭЛЕКТРОКОАГУЛЯЦИИ

Карпухин В.А., Замятина В.А.
МГТУ им. Н.Э. Баумана, vak@bmstu.ru

Преимущества радиохирургии по сравнению с высокочастотной электрохирургии основываются на том, что на частотах свыше нескольких мегагерц в процесс проводимости включается суммарная емкость клеточных мембран, что означает снижение влияния гетерогенности структуры ткани и неоднородности ее состава в несколько раз. Таким образом, при рассечении тканей процесс локальных тепловыделений мало зависит от вида ткани (мышца, соединительная ткань, мозговая ткань, эпидермис и др.). Это выражается в том, что различные виды ткани одним и тем же электродом одинаково рассекаются при установленном уровне выходной мощности. Более того, одинаковый хирургический эффект достигается при более низкой выходной мощности генератора [1].

Согласно исследованиям процесса термического воздействия на биологическую ткань были установлены определенные изменения в структуре ткани в зависимости от температуры нагрева, вследствие чего, для обеспечения режима коагуляции требуется обеспечить соответствующий нагрев ткани в области воздействия для получения необходимого структурного изменения. Для устойчивой коагуляции необходимо, чтобы температура нагреваемой ткани находилась в диапазоне от 60 °С до 80 °С [2].

Для радиочастотной электрокоагуляции характерным видом выходного воздействия является амплитудно - модулированный высокочастотный ток. Благодаря модуляции высокочастотного тока параметры свертывания преобладают над параметрами резания за счет увеличения латерального тепла в ране [3].

Поэтому целью настоящей работы является исследование термоэлектрических характеристик биологических тканей при амплитудно-импульсной модуляции.

Для исследования распределений электрического и температурного полей биологической ткани в процессе биполярной коагуляции была предложена физическая модель ткани, с воздействующим на нее электродом - иглой [4]. Геометрия модели биологической ткани представлена цилиндром, а электрод - игла, в виде эллипса с параметрами $a = 9.5 \text{ мм}$, $b = 1 \text{ мм}$, погруженного в биологическую на перифокусное расстояние. Исследование проводилось в среде Comsol Multiphysics. Для расчет распределения электрического и температурного полей в биологической ткани использовались совместные решения уравнения теплопроводности и электростатики:

$$\begin{aligned} \rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T) &= Q, \\ J &= (\sigma + j\omega \epsilon_0 \epsilon_r) E, \\ E &= -\nabla U, \\ \nabla J &= 0, \end{aligned}$$

где ρ - плотность ткани, C_p - теплоемкость ткани, T - температура ткани, k - теплопроводность ткани, Q - тепловыделение в ткани, J - вектор объемной плотности тока, $\sigma = \sigma(x, y, z)$ - электропроводность биологической ткани, ϵ_0 - электрическая постоянная ($\epsilon_0 = 8.8542 \cdot 10^{-12} \frac{\text{Ф}}{\text{м}}$), ω - частота электрического поля, $\epsilon_r = \epsilon_r(x, y, z)$ - диэлектрическая проницаемость биологической ткани. (Таблица 1)

Граничные условия при расчете модели были следующие:

- Плотность тока на наружных (внешних) границах ткани моделируемого образца равна нулю;
- Потенциал на границе контакта инструмента с тканью аппроксимируется в виде гауссова распределения с максимумом в точке электрического пробоя между инструментом и тканью (точке контакта);
- Потенциал на нижней грани $V = 0$;
- Потенциал на электроде изменяется по синусоидальному закону с амплитудой 100 В, 150 В или 200 В;
- На границах исследуемого образца теплоперенос отсутствует;
- Частота воздействующего сигнала $f = 4 \text{ МГц}$.

Таблица 1 - Электрические параметры мышечной ткани.

Параметры биологической ткани	Обозначение	Единица измерения	Значение
Теплопроводность ткани	k	$\frac{\text{Вт}}{\text{К} \cdot \text{м}}$	0.6
Плотность ткани	ρ	$\frac{\text{кг}}{\text{м}^3}$	1040
Теплоемкость ткани	C_p	$\frac{\text{Дж}}{\text{кг} \cdot \text{К}}$	4220

Воздействующий сигнал для радиочастотной электрокоагуляции имеет следующий вид. (Рисунок 1)

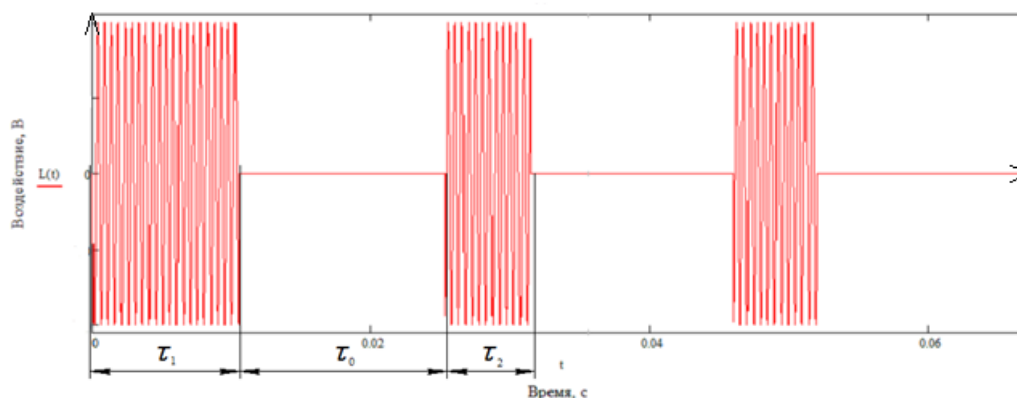


Рисунок 1 - Сигнал воздействия радиочастотного электрохирургического аппарата для обеспечения коагуляции тканей, где τ_1 - время нагрева ткани до 80°C , τ_0 - время охлаждения ткани с 80°C до 60°C , τ_2 - время нагрева с 60°C до 80°C .

Для определения характеристик воздействующего сигнала (Рисунок 1) на начальном этапе происходил нагрев биоткани до температуры 80°C , и определялся параметр τ_1 . Далее происходил расчет при отсутствии воздействия времени охлаждения биоткани до 60°C , что соответствует параметру τ_0 воздействующего сигнала. И заключительным этапом было определение времени τ_2 , нагревая биоткань до температуры 80°C . Расчет характеристик воздействующего сигнала производился при различных амплитудах: 100 В, 150 В и 200 В.

В результате исследования были получены следующие характеристики воздействующего сигнала (Рисунок 2)

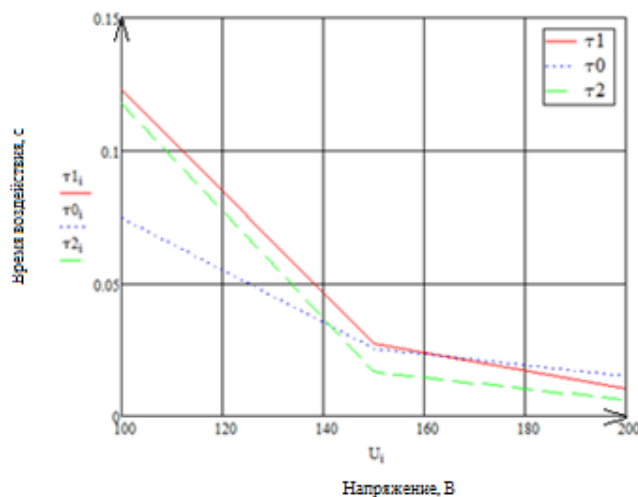


Рисунок 2 - Зависимость характеристик воздействующего сигнала τ_1 , τ_0 , τ_2 от амплитуды воздействующего сигнала

Также была получена зависимость температуры от времени воздействия модулированным сигналом с различными амплитудами. (Рисунок 3)

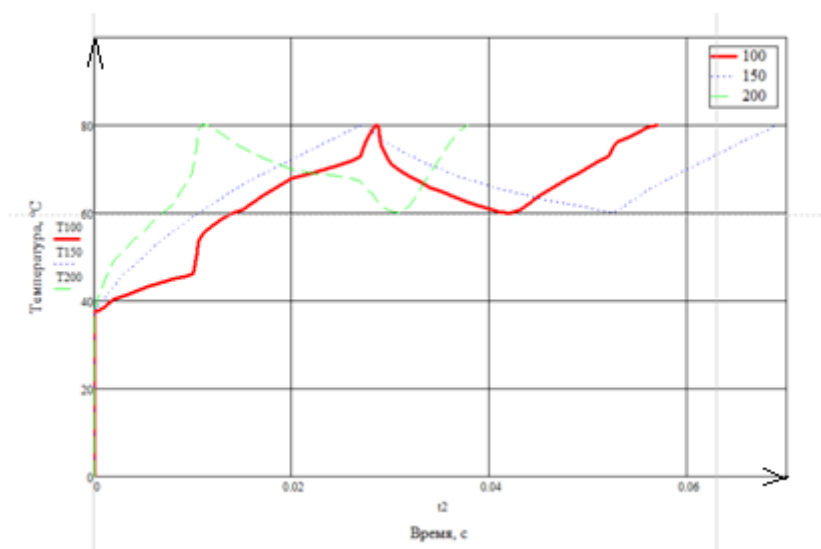


Рисунок 3 - Зависимость температуры биологической ткани при воздействии модулированным сигналом с амплитудой 100 В, 150 В или 200 В

Зависимость модуля импеданса биологической ткани от температуры для различных амплитуд сигнала воздействия имеет следующий вид. (Рисунок 4)

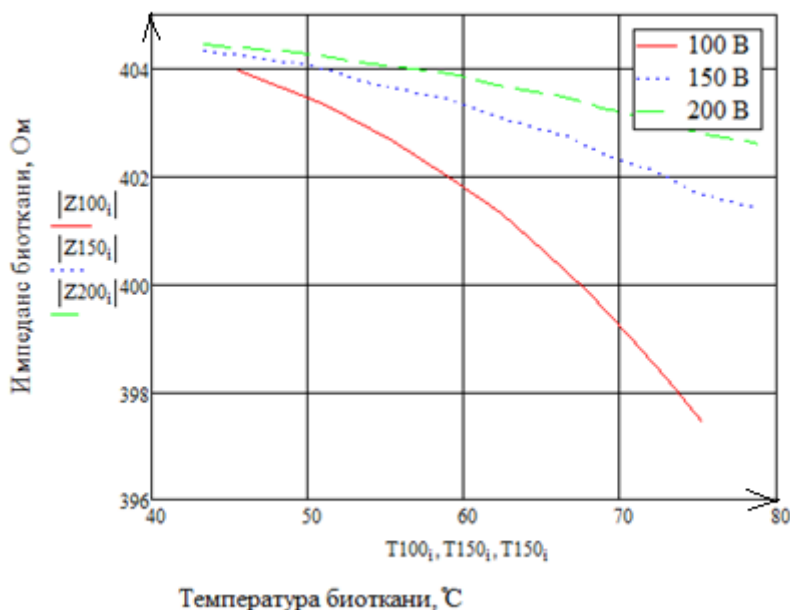


Рисунок 4 - Зависимость модуля импеданса биологической ткани от температуры при различных амплитудах воздействия

В результате исследования было установлено

- с увеличением амплитуды воздействующего сигнала с 100 В до 200 В характеристики воздействующего сигнала τ_1 уменьшается от 0,1227 с до 0,0105 с, τ_0 уменьшается с 0,0744 с до 0,0148 с, τ_2 уменьшаются с 0,1176 с до 0,0061 с (Рисунок 4);
- при увеличении амплитуды воздействующего сигнала с 100 В до 200 В импеданс биологической ткани уменьшается;
- при амплитуде воздействующего сигнала 100 В с увеличением температуры от 40 °С до 80 °С модуль импеданса биологической ткани уменьшается с 404 Ом до 397 Ом;
- при амплитуде воздействующего сигнала 150 В с увеличением температуры от 40 °С до 80 °С модуль импеданса биологической ткани уменьшается с 406 Ом до 401 Ом;
- при амплитуде воздействующего сигнала 200 В с увеличением температуры от 40 °С до 80 °С модуль импеданса биологической ткани уменьшается с 407 Ом до 403 Ом;

Библиографический список

1. Морозов К.М., Радиохирургические методы лечения в сосудистой хирургии: Методические рекомендации. Морозов К.М., Абалмасов К.Г. – М, 2005. – 56 с.
2. Белов С.В. Влияние параметров ВЧ-тока на коагуляцию ткани : Медицинская техника, 1978г., №4, С.44-47.
3. Marcia L. Morris. Electrosurgery in the Gastroenterology Suite: Gastroenterology Nursing, 2013
4. Белов С.В. Линейная модель биполярной коагуляции, «Новости медицинской техники», №3, 1977г., с.26-29.

INVESTIGATION OF THERMOELECTRIC CHARACTERISTICS OF BIOLOGICAL TISSUE DURING RF ELECTROCOAGULATION

Karpuhin V. A., Zamyatina V.A.
Bauman Moscow State Technical University, vak@bmstu.ru

Thermo-electric characteristics of biological tissue during RF electrocoagulation have been investigated. Dependencies of the temperature and the bioimpedance on the residence time were obtained. Parameters of the actuating amplitude-modulated signal have been identified. It has been established, that scalar bioimpedance in the radiosurgical exposure decreases by not more than 2%.



ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СОБСТВЕННЫХ ВЕКТОРОВ КОВАРИАЦИОННЫХ МАТРИЦ
ДЛЯ АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ

Исакевич В.В., Исакевич Д.В.

Общество с ограниченной ответственностью «БизнесСофтСервис», businesssoftservice@yandex.ru

В 1945-1946 гг. Каруненом и Лоэвом было предложено представление случайных процессов в базе собственных функций (разложение Карунена-Лоэва), впоследствии нашедшее применение при обнаружении сигналов в окрашенном шуме [1].

Начиная с 1970-х гг. для представления многомерных данных получил применение метод анализа главных компонент — проекций данных на собственные векторы, первоначально предполагавший физическую интерпретацию главных компонент. Первоначально метод использовался применительно к динамическим системам при наличии турбулентности, а в настоящее время применяется в различных областях, в том числе в биометрии, хеометрии и измерительной технике. Наряду с анализом главных компонент в базе собственных векторов ковариационных матриц, используется разложение тензоров (в хеометрии и анализе изображений) [2].

В 1962 г. для выявления периодичностей в одномерных временных рядах группой академика А. Н. Колмогорова был предложен метод, получивший название «Гусеница». В методе «Гусеница» используются задержки для развёртки одномерного временного ряда в многомерный; после получения главных компонент производится их группировка и восстановление компонент временного ряда. Первое практическое применение этот метод нашёл в авиационной эргономике (М. М. Кислицын, «Вопросы кибернетики», 1978 г.). Исследования по этому методу продолжаются в СпбГУ группой Н. Голяндиной; основные применения метод нашёл в экологическом и метеорологическом мониторинге. Аналогичный метод, получивший название анализа сингулярного спектра (Singular Spectrum Analysis), был предложен в Институте исследования атмосферы, Калифорния (работы в 1980-1990-е гг.). Также в разработке и продвижении метода активно участвует А. Жиглявский (Университет Кардифф, Англия) [3].

При анализе сингулярного спектра решается задача восстановления главных компонент и временного ряда, а собственные векторы и собственные значения рассматриваются как носители признаков; авторы метода указывают на неоднозначность выбора собственных векторов и отсутствие четких критериев их отбора. В этом методе предлагается производить визуальный анализ собственных векторов (путём построения графиков и фигур Лиссажу) с целью их отбора и группировки. Анализ сингулярного спектра, как правило, производится при малой (не более 100-200) размерности задачи, и требует больших вычислительных затрат.

Во всех перечисленных методах собственные векторы и собственные значения находятся с использованием численных методов линейной алгебры или нейросетевых методов (машины опорного вектора, прямые и обратные сети Хебба [4]). Вместе с тем, все перечисленные методы основаны на использовании проекций данных на собственные векторы; самим собственным векторам отводится в них вспомогательная роль. При этом анализ собственных векторов ковариационных матриц временных рядов (“eigenvector analysis”), известный также как анализ эмпирических ортогональных функций (“empirical orthogonal functions analysis”) редко выделяют из анализа сингулярного спектра в отдельный метод.

При работе с многомерными данными анализ собственных векторов получил название “pattern analysis” и используется для распознавания образов [5]. Анализ собственного вектора с наименьшим собственным значением производился авторами (Исакевич В. В., Исакевич Д. В., 1994-2008 гг.) для построения аллометрических моделей повозрастной онкологической заболеваемости и смертности [6].

Предлагаемые нами подходы заключаются в семантическом анализе собственных векторов матриц смешанных моментов временных рядов — с целью выявления собственных векторов, обладающих искомыми признаками.

Наряду с анализом собственных векторов, производится также анализ нормированного (отнесённого к следу матрицы) спектра собственных значений, позволяющий выявлять компоненты временного ряда, а также исследовать структуру временного ряда в целом и сигнализировать об изменении этой структуры.

Предлагаемые подходы защищены патентами РФ [7-10].

В данной работе рассматривается применение и развитие подходов, закреплённых в полезной модели «Кардиоайгеноскоп» для повышения эффективности обработки ЭКГ.

Последовательность обработки в кардиоайгеноскопе состоит из следующих четырёх этапов:

- Определение положения R-зубцов.
 - Формирование синхронного ансамбля и вычисление некоррелированных компонент (СВ).
 - Восстановление и визуализация кардиоцикла.
 - Определение параметров кардосигнала.
- Остановимся на каждом из этих этапов подробно.

Для определения положения R-зубцов из кардиосигнала предварительно элиминируется так называемая медленная волна — то есть постоянная составляющая и артефакты. Для элиминации медленной волны анализируемый отрезок (цикл анализа), содержащий 10-50 кардиоциклов, разбивается на смежные отрезки заданной длительности (по умолчанию 700 мсек.). Из этих отрезков формируется матрица асинхронного ансамбля, затем на основе этой матрицы вычисляется ковариационная матрица, и, с использованием первых главных компонент (обычно достаточно одной-трёх компонент), оценивается медленная волна, которая вычитается из исходного отрезка анализируемого сигнала. Несмотря на невысокую точность оценки медленной волны (обычно 1-5%), после её вычитания сигнал имеет форму, допускающую точное определение положения R-зубцов.

После элиминации медленной волны определение положения R-зубцов осуществляется следующим образом. Кардиосигнал преобразуется к виду «R-зубцами вверх». Далее оценивается квантиль заданного уровня (обычно 0.97). Величина этой квантили рассматривается как порог, превышения которого определяют положения R-зубцов.

После того как положение R-зубцов определено, формируется синхронный ансамбль. Каждая строка матрицы такого ансамбля — отрезок кардиосигнала с R-зубцом в начале координат и с задаваемой пользователем длительностью левой и правой (относительно R-зубца) частей. На основании матрицы синхронного ансамбля кардиоаппарат вычисляет ковариационную матрицу, а затем собственные векторы и их собственные значения. Собственные векторы характеризуют взаимно некоррелированные компоненты синхронного ансамбля, а собственные значения — их среднюю энергию.

Для формирования синхронного ансамбля по выбору пользователя может быть использован кардиосигнал с элиминированной медленной волной. Обычно в этом нет необходимости, и используется исходный кардиосигнал, так как в восстановленном кардиоаппарате кардиосигнале медленная волна проявляется в виде слабых линейных трендов, которые исчезают при усреднении восстановленных сигналов.

В большинстве случаев для хорошего восстановления кардиосигнала достаточно первой компоненты (первого собственного вектора); практически всегда достаточно трёх-четырёх компонент.

Пользователь может выбрать или режим мониторинга, в котором в каждом цикле анализа (содержащем 10-50 кардиоциклов) будет предъявлен восстановленный кардиоаппаратом сигнал, или режим усреднения, в котором пользователю будет предъявлен усреднённый по всему временному ряду кардиоцикл. Как правило, используется второй режим. Первый режим введён лишь для того, чтобы заинтересованный пользователь мог увидеть, что восстановление происходит за время, существенно меньшее длительности цикла анализа, что позволяет (при необходимости модификации) использовать кардиоаппарат при мониторинге в режиме реального времени.

Одновременно при визуализации восстановленного кардиосигнала оцениваются (для каждого цикла анализа) относительный энергетический вклад первой некоррелированной компоненты (первого собственного вектора) в кардиосигнал и коэффициент асимметрии кардиосигнала; строятся их статистические распределения и (по выбору пользователя) диаграмма рассеяния в координатах «относительный энергетический вклад первой составляющей — коэффициент асимметрии». Эти распределения и диаграмма рассеяния имеют дополнительную диагностическую значимость.

У усреднённого по всему временному ряду восстановленного кардиосигнала определяются точки пересечения нулевой линии, а также положения максимумов и минимумов, которые выводятся на экран и дисплей.

В ходе предварительных исследований кардиоаппарата показано, что:

- Собственные векторы являются наилучшими типичными представителями кардиоцикла на конечном интервале анализа.

- Наилучшим вариантом для элиминирования медленной волны ЭКГ является использование матричной фильтрации в базисе собственных векторов ковариационной матрицы, построенной по траекторной матрице, с последующей оценкой медленной волны из профильтрованной матричным фильтром траекторной матрицы.

- Элиминирование медленной волны в сочетании с пороговой обработкой позволяет эффективно формировать синхронный ансамбль, обладающий наибольшей выразительностью. Для формирования такого ансамбля достаточно использовать простейший вариант элиминирования медленной волны.

- Совместный анализ типичных представителей и погрешностей главных компонент, построенных на первых четырёх собственных векторах, имеет дополнительную диагностическую значимость.

Заинтересованные лица могут подробно ознакомиться с предлагаемым подходом в специальном выпуске квартальных отчетов «Эффективные решения — сегодня» за второй квартал 2014 года (электронная версия на компакт-диске предоставляется ООО «БизнесСофтСервис»). В состав выпуска входят: лекционный курс по кардиоаппаратологии, демонстрационная версия на базе свободно распространяемого программного обеспечения CeCILL Scilab, а также описания патентов на полезные модели.

Работа осуществлена при поддержке Государственного Задания 2014/13, 2871 и гранта РФФИ №14-07-97510/14.

Библиографический список

1. Ван Трис Г. Теория обнаружения, оценок и модуляции. Том 1 - М.: Советское радио, 1975
2. Нелинейный метод главных компонент. <http://pca.narod.ru>
3. «Гусеница» — метод анализа и прогноза временных рядов. <http://www.gustatgroup.com/gus>
4. Хайкин С. Нейронные сети. Полный курс. 2-е изд., испр.: Пер. с англ. - М.: ООО «И.Д. Вильямс», 2006
5. Pentland A.P. Smart Rooms - Scientific American, April, 1996
6. Исакевич В.В., Исакевич Д.В. Правдоподобная оценка роста онкологических рисков в малых профессиональных группах с использованием методов имитационного моделирования — Биомедицинская электроника, №6, 2008 — М.: Издательство «Радиотехника»
7. Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Грунская Л.В. Анализатор собственных векторов и компонент сигнала. Полезная модель 116242RU. <http://bankpatentov.ru/node/207042>
8. Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Батин А.С. Кардиоайгеноскоп. Полезная модель 128470RU. <http://bankpatentov.ru/node/378077>
9. Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Батин А.С. Обнаружитель переотражений. Полезная модель 128724RU. <http://bankpatentov.ru/node/378404>
10. Исакевич В.В., Исакевич Д.В. Сигнализатор значимых отличий. Полезная модель 133642RU. <http://bankpatentov.ru/node/414199>

USING COVARIANCE MATRIX EIGENVECTORS FOR ECG ANALYSIS

Issakevich V.V., Issakevich D.V.

BusinessSoftService Ltd., businesssoftservice@yandex.ru

Time series covariance matrix eigenvector analysis is often mixed with singular spectrum analysis method. Eigenvector analysis may be applied to analyse ECG. The proposed way of analysis consists of four stages:

- R peaks localization in time series.
- Building ensemble synchronized with R-peaks, computing covariance matrix and eigenvectors.
- Cardiocycle estimation and visualization.
- Cardiocycle parameters estimation.

The way of slow wave elimination is proposed also in order to properly localize R-peaks.

The eigenvectors with the largest eigenvalues may be considered as the best patterns of ECG signal.



ПРИНЦИПЫ СОПРЯЖЕНИЯ «ЖИВОЙ» И «НЕЖИВОЙ» МАТЕРИИ

Кузнецов А.А.

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых, artemi-k@mail.ru

Ритмическое сопряжение биосферы. Акустическое, электрическое, магнитное и электромагнитное поле, поле термодинамических параметров (температуры, влажности, давления), химический состав воздуха воспринимаются организмом либо прямым проникающим воздействием, либо опосредованным – органами чувств: акустическое – в диапазоне слышимых звуков и электромагнитное – в диапазоне видимого света и т.д. В первом случае предварительного анализа поступающей из внешней среды информации организм не проводит, во втором – информация при поступлении анализируется. В обоих случаях организм подстраивается (адаптируется) к переменной внешней среде влияния с сигнальной информацией о вызванных этой средой изменениях [1].

Амплитуда внешних физических стимулов любой природы трансформируется в частоту разрядов генераторного потенциала экстеро- и интерорецепторов организма человека. Поэтому сравнение амплитуд естественных сигналов внешней среды и импульсов возбуждения в нервном волокне не имеет прямого смысла, и передается в ощущениях с сопоставлением с условной нижней границей интервала адаптации. Прямое сопоставление передаваемых и принимаемых сигналов возможно лишь для информационных фазовых и ритмических составляющих сигналов. Приемным устройством внешних ритмов ЭМ природы в интервале

адаптации является гиппокамп. Все ритмы иной природы (в интервалах адаптации) кодируются в форму генераторного потенциала и также поступают в гиппокамп. С этой позиции, по-видимому, для него безразлична природа внешних ритмических сигналов. Захват организмом человека тех или иных ритмических компонент частотного спектра сигналов разной природы может быть представлен в форме их регистрации с реализацией в виде экзогенных ритмов. Входным элементом канала регистрации может служить как весь системный процесс (онтогенез), так и его макроструктурные и динамические (ритмические) составляющие: головной и спинной мозг и система кровообращения, соответственно. Эти составляющие выступают в качестве естественных фазовых датчиков сигналов в частотных диапазонах, определяющих ритмические интервалы адаптации по стимулу разной природы.

При внешней среде, представляемой распределенной «информационно-энергетической полимеразой», и пассивно встроенной в нее морфологической структуре организма созданы основные условия последовательно-параллельных механизмов метаболизма и «синтеза онтогенеза». Управляющие сигналы среды воспринимаются в формах двух ритмических процессов: перекодированной в частоту амплитуды и ритма разрядных потенциалов. В рамках этого исчезновение или качественное изменение даже малой части воспринимаемого спектра ритмов приводит к исчезновению или изменению качества функции «управление-сопряжение» организмов с внешней средой в этой области. Клонировать эту функцию не представляется возможным, так как за управление отвечает уже «обезображенный» участок спектра ритмов. Поэтому клон функции будет иным, даже если он состоит в заданной «информационно-энергетической полимеразе». В этом смысле клонировать организм мамонта или неандертальца по известным расшифрованным ДНК при сильно измененных – «неродственных» им ритмических компонентах спектра внешнего влияния становится принципиально невозможно. Здесь же следует отметить высокую надежность морфологической архивации информации в молекуле ДНК на протяжении десятков и сотен тысячелетий, что свидетельствует о технологической простоте и предельной эффективности структуры и формы записи структурной матричной программы основных клеточных процессов деления и синтеза. При всей ее уникальности, это только программа – одна необходимая часть всей системы «живого» - биосферы. Вторая часть этого целого вынесена за пределы организма – внешняя ритмическая среда воды и воздуха. Очевидным становится смысл высказывания И.М. Сеченова о том, что «организм без внешней среды, поддерживающей его существование, невозможен» [2].

Информационные воздействия позволяют говорить о системной информационной общности внешней среды влияния и биосферы. При этом необходимо понимать, что воздействия, которые происходят в рамках реакций механизмов адаптации, являются внешней системной базой регуляции онтогенеза. Резонно именно к ним относить вышеприведенное высказывание И.М. Сеченова. Но они не могут быть зарегистрированы в «чистом виде», а лишь совместно с реакционным проявлением механизмов адаптации: контроля, регуляции и управления. В процессе эволюции биологические объекты приспособились к характерным вариациям параметров физических полей Земли и текущие изменения, вызываемые ими в организме человека, находятся в пределах его адаптационных возможностей. В этом и состоит сложность исследования, особенно в диапазонах длинных волн. Поэтому ее обычно обходят и исследуют те процессы, которые «могут себя проявить» и быть зарегистрированы в «чистом виде», т.е. вне рамок работы механизмов адаптации. Существует и иная, также обычно не учитываемая при исследованиях организма человека, проблема – «тонкие» психические поля, определяющие уровни и варибельность психического, эмоционального и мотивационного состояния даже физически здорового организма. С одной стороны сильная амплитудная вариативность микроклимата сопровождается ростом агрессивности людей. С другой стороны, очевидно, что в понятие естественной «внешней среды влияния» на организм человека необходимо включить информационные положительное (постоянное) и отрицательное стресс-депрессорное (переменное) самовлияния социума. Из-за ограниченности знаний влияниями гравитационных и «тонких» психических полей на организм человека и групп людей «занимаются» астрологи, церковь etc.

Основным процессом, формирующим, развивающим и допускающим существование организма является совокупность ритмических процессов разной природы, формирующих своеобразную «мелодию музыкального центра» - Вселенной и Земли. Спектр совокупных внешних процессов широкополосный, но при смещении к очень длинным волнам (более 100 лет) должен приобретать структуру и сильно расти по амплитуде. «Музыкальная» форма онтогенеза живого организма в принятом представлении обязана быть отстроена под заданную «мелодию сфер». Очевидно, эти рассуждения касаются макромира. При переходе в микромир (на уровень атома) природа находит предельный вариант: частица представляет и инерционную, и ритмическую форму, включая переход «частица-ритм». При этом сопряжение соизмеримостью сохраняется в формах квантованности по энергии. Но это уже иная история, интересная для другого автора, которому вероятно, будет интересно проверить возможные сопряжения макро- и микромира по ритмической информационной составляющей.

Механизмы адаптации это связующее информационно-динамическое звено-посредник между онтогенезом организма и внешней средой влияния. В рамках этого утверждения следует подразделять эндогенные и экзогенные ритмы. Первые – это ритмы стационарного гомеостаза, онтогенеза и механизмов гармонической адаптации ко вторым – ритмам внешней среды влияния. Организм представляется ритмической структурой от начала зарождения до конца, выстроенной из «ритмической полимеразы среды» по заданной результирующей экзогенной ритмической программе, а следовательно, под заданный интервал времени. Переменность состава определенных гармоник этой программы в пространственно-временном континууме

обеспечивает индивидуальность естественного гармонического восприятия внешней среды влияния. Вероятно, системная совокупность таких гармоник организуют информационную субстанцию, позволяющую или не позволяющую каждому отдельному человеку жить «в ладу» с внешним миром.

Социальные ритмы имеют собственные гармоники, задающие и определяющие индивидуальность психического и эмоционального состояний организма. Они имеют подавляюще выраженную информационную природу, влияя на результирующее гармоническое восприятие. Вероятно, должны существовать механизмы гармонической адаптации к социальным ритмам, формирующие субстанцию социального статуса человека.

Пространство-время как информационно-активная среда. Полагая, что все пространство наполнено информационно-энергетическими биологически активными ритмами, можно предложить модель пространства как информационно-активной среды (ИНАКС). В отличие от энергетически активной среды объектом потенциальной активности является не точка и не малая объемная или поверхностная область, а значительная по объему область пространства. Активность этой области определена не генерацией энергетического процесса, не аккумуляцией потенциальной энергии с текущим ее выработыванием под действием внешнего провоцирующего стимула, а генерацией и аккумуляцией фазы (времени). С одной стороны такая область, обладая свойствами информационного накопителя, может генерировать временной процесс, природа и форма которого зависит от условного размера объема, его относительного месторасположения и состава. С другой стороны сгенерированный временной процесс обретает свойства фазового аккумулятора, генерирующего собственные ритмы, определяющие собственные временные шкалы.

В рамках этого интересным является относительность начала отсчета времени и заданного временного интервала для генерируемого временного процесса в текущем астрономическом и социальном времени, соответственно. Иными словами, нет оснований для утверждения, что обозначенная информационно-активная ритмическая среда является составной частью временного континуума. Если она не имеет признаков эволюции, то ее активация может быть реально состоятельной для любого момента времени: в прошедшем, настоящем и будущем. Грубо говоря, ее действие могут вызывать эффекты замедления, остановки, поворота и ускорения времени. Скорость распространения информации должна становиться бесконечной, в отличие от скорости распространения энергии.

Очевидно, что при обсуждении признаков устойчивой информационно-активной среды, можно говорить только о низкочастотных вариациях известных физических полей. Некоторые источники таких вариаций известны. Известна их природа, местонахождение и проявление. К ним относятся места сильных магнитных аномалий (магнитная ритмическая составляющая), разветвлённая изрезанность рельефа с большими перепадами от оврагов – до холмов, места подвижек скальных пород, динамика поверхности скачка электрического потенциала, динамика стримеров перед разрядами молнии (электрическая ритмическая составляющая), N-волна реактивного самолета, большие водные и воздушные бассейновые потоки (акустическая инфразвуковая ритмическая составляющая). Эти примеры свидетельствуют об одном обязательном признаке областей ИКАС – протяженном и локальном устойчивом искажении физических полей. При этом внешний стимул должен лишь провоцировать реакцию информационно-активной среды, поэтому его проявления в данной области должно быть очень слабым – много меньше естественных вариаций физических полей. Такое свойство среды – это своеобразная автоматия, аналогичная функции автоматии электрического синцития кардиомиоцитов миокарда. Разница состоит лишь в активизируемом диапазоне частот: от трех – до всей частотной оси.

Чтобы создать условия активации ИКАС необходимо «шунтировать» проявления атмосферной высокочастотной вариабельности физических полей и, вероятно, снизить их средний уровень, что и трактуется как искажение физических полей. Вероятно, это достижимо при выше перечисленных источниках и их проявлениях. Однако, также вероятно, следует внести пояснения для примера N-волны реактивного самолета. Здесь имеется в виду несколько иное: область пространства перед фронтом звуковой волны, после преодоления скорости звука самолетом. Иными словами, имеется в виду не область пространства на поверхности земли, а область пространства внутри кабины самолета.

В принятой модели естественной «машины времени» существует вся природа. Она вокруг нас, но в «нерабочем состоянии». Активность физических процессов в атмосфере мешает ей «запуститься» и содержит ее в «выключенном» состоянии. У космонавтов на орбите Земли несколько иные (особенно по среднему уровню), но схожие по результату условия. Необходимые для устойчивой работы ИКАС условия, вероятнее всего, существуют на поверхности иных планетных тел со слабо выраженной атмосферой, а, следовательно, со слабой активностью атмосферных физических процессов, кроме термодиффузии. Причинно-следственные временные связи там, вероятно, могут устойчиво непрерывно прерываться в областях скрытых от ветра.

В условиях обеднения (например, шунтирования) высокочастотных диапазонов физических полей организмы теряют прямую связь с внешним миром, приобретая лишь «забытую» рефлекторную связь. При усилении интенсивности естественных низкочастотных составляющих спектров такая связь должна усиливаться, проявляясь эмоционально в разных формах: от радостной эйфории – до угнетения и страха. Информация, поступающая напрямую в головной мозг человека в форме образов, звуков, вкусовых и тактильных ощущений, может иметь шумовой характер, пока человек сознательно не научится ее разбирать. Такая ситуация возможна и в реальных условиях, если человек имел и имеет связь с ИКАС.

В рамках мировоззрения автора мозг человека и структуры центральной нервной системы имеют прямую связь с внешним миром в диапазоне очень низких частот и опосредованную экстерорецепторами связь в

диапазонах высоких частот переменных физических полей. Амплитуда естественных вариаций физических полей падает в ночные часы, поэтому проявления рефлекторной связи посредством ИКАС наиболее эффективны.

Во всех перечисленных случаях человек работает как «детектор информации». Есть ли основания предполагать, что мозг человека может работать как пассивный или активный передатчик, и какой информации? С одной стороны для ответа на поставленный вопрос необходимо предположить, что мозг человека прерывно или непрерывно связан с ИКАС. Если это так, то он может служить пассивным передатчиком, а, следовательно, искаженной его передаточной функцией, информации о внешнем мире (см. выше). С другой стороны информацию о внешнем мире, включая социум, он передает самому организму, воспринимаемому и подстраиваемому посредством центральной нервной системы. С этих позиций вопрос перестает быть столь «сумасшедшим», каким казался при его постановке. Но при этом скорость передачи информации очень небольшая, поэтому мозг человека никак нельзя считать составной частью ИКАС при обмене информацией. Таким образом, вопрос меняется: является ли связь мозга человека с ИКАС односторонней или она двусторонняя. В первом случае «Бог един», во втором случае «Бог един и в каждом».

Информационное сопряжение ноосферы. В естественном системном процессе «живой» материи, самонастраиваемой в интервалах адаптации под заданные внешние условия, базовая динамическая составляющая – мало-амплитудная широкополосная по спектру и хаотическая по природе. Распределенная вещественная структура, в которой процесс происходит, выстроена динамической детерминированной ритмической составляющей, определяемой алгоритмической последовательностью воспринимаемых элементами строящейся структуры, сигналов. До реализации – мнимая структура пребывает в «ждущем» - разобранном и потенциально реализуемом и отложенном во времени состоянии. Потенциальность структуризации предполагает интегративную реакцию вне интервалов адаптации при наличии собственной динамической широкополосной флуктуационной хаотической составляющей, определяющей готовность резонансного отклика на инициирующий сигнал [3]. Широкополосный спектр оттенков разной природы внешней среды влияния (естественный шум) является управляющей динамической базой «живого». Вероятно, жизнь на Земле зародилась формированием этого спектра как информационной системной базы потенциальных реальных и мнимых структур. Обеднение спектра с уменьшением числа оттенков по любой природной составляющей влияния ведет к стагнации, и далее, к уменьшению соответствующих жизненных форм. Тогда, спектр оттенков временных интервалов адаптации «живой» материи к естественным составляющим влияния становится необходимым для ее содержания. Для организма человека нарушение функции приема в сформированном интервале адаптации определенной составляющей спектра приведет к адекватному нарушению системности гомеостаза и развитием патогенеза в той части организма, которая наиболее подвержена ритмам внешней среды. Выход за пределы интервала адаптации приведет к деструктуризации или разрушению.

В длинноволновой части спектра крайне-низких, или ультранизких частот (КНЧ, или ULF) внешняя среда является только управляющей [4 – 6]. При отсутствии универсальных датчиков естественных процессов в указанных диапазонах предлагается считать таковым сам организм, исходя из системной «встроенности» во внешнюю среду влияния и обозначая его информационно-энергетическим конвертором, управляемым экзогенными и системно регулируемым эндогенными ритмами [7]. Это заставляет признать, что организм выстраивается под эти биоритмы *a priori* – еще в материнском организме. С момента организации собственного сердца возникает собственно ритмический онтогенез. Сердце выступает в роли информационно-энергетического агента, подпитывающего онтогенез ритмами, частотно соизмеримыми с «родственными» эндо- и экзогенными ритмами. Управляющим структурным элементом является мозг, который выстраивается под ритмический спектр и с ростом усложняется изменением собственного функционального спектра, обеспечивая в норме соизмеримость основных биоритмов. Эффективность управления предполагает соизмеримость управляющих спектральных компонент со спектральными компонентами принимающих (сопряженных) реакционных систем и процессов: работы сердца и функционирования мозга. Это новое направление следует назвать биоритмологией [3, 7] в рамках влияющих компонент: массовых, акустических, электромагнитных и в диапазонах: гравитационных, внутренних гравитационных, геоакустических, инфразвуковых и крайне-низких частот.

Предлагаемая процедура системной структуризации внешними ритмами совместно с управляющим структурным элементом обязана сопровождаться приданием последнему свойства пластичности – памяти. Распределенный источник исходной информации (проектировщик) фиксирует наличие исходной системной памяти вне мозга и вне физиологического организма, а источник оперативной – временной памяти захвата текущей быстрой информации, первичного конвертирования и оперативного распределения – внутри мозга, вероятно, в области гиппокампа. В рамках указанной процедуры индивидуальная системная память «встроена» в общий информационный фон в форме условно активно или пассивно принимающего локализованного звена – ячейки. Если это так, то память человека находится и в нем, и вне него. Информационный фон (ИФ) заставляет организм находиться в непрерывном резонансном взаимодействии. «Судьбу не выбирают», она «включается» или «не включается» при зачатии. Мозг представляется не просто приемником текущей извне заданной ритмической информации. Выступая посредником между физическим телом человека (функциональным состоянием) с учетом текущих реакций и непрерывным информационным потоком, он обязан обладать свойствами кодирования и декодирования передаваемой и поступающей информации, соответственно.

Распределение индивидуальной памяти приводит к иной трактовке понятия интуиции, или, точнее, ее информационной основы, определяемой качеством сопряжения системной и сигнальной оперативной памяти.

Механизм сопряжения, обеспечивающий чувствительность способности реагировать на информационные и психические ритмы, должен быть выведен из физического тела в форме физического и психического ритмического биополя. Его наличие и структура позволяют говорить о готовности организма взаимодействовать с этой средой. Однако, если физическое биополе в форме распределенных и переменных физических полей около условной оболочки тела обнаружены и даже классифицированы по природе, частоте и энергетике [8], то психическая составляющая биополя до сих пор не выделена в самостоятельную сущность. Она должна выполнять функцию тонкой («мягкой») связи, быть своего рода «воротами» в иной информационный мир (фон), в некотором смысле параллельный мир образов, теней, памяти. Такой переход из безвременного «мира заданного» во временной «мир формируемый» возможен только одним известным способом – перебором (сканированием) всех данных вариантов. Осмысленность вариаций перебора задается ограничениями в форме земных законов, физических констант, социальных правил и ограничений. Осмысленность же выбора формируется уже во времени – конкуренцией ранее полученных результатов [9]. Таким образом, при ритмической организации «живой» материи задается эволюционный путь, но не конечный результат.

Комплексной текущей проблемой «живой» материи становится сохранение оптимального уровня системной встроенности во внешнюю среду влияния «неживой материи» путем дискретно-непрерывного приема структурированной информации и ее деструктуризации в информацию двух сортов: реализуемую во времени в энергетические действия и не реализуемую (вне времени). В результате текущей «обработки» управляющим структурным элементом энтропия информационного потока непрерывно повышается. Динамической базой этого производного вторичного фона служат отрицаемые идеи, тупиковые логики, ошибки и заблуждения в формах непонимания и неопределенностей – мнимый мир людей, включая психические эффекты сильных эмоций и стрессовых состояний во временной области и формах ожиданий (веры) и морали: страданий, покаяний, любви, ненависти, совести [10]. Ритмы мысли, творчества, эмоции, психики, это вероятно то, что называют «тонким психическим полем». Внутренняя мотивация – это результат сопряжения мозга человека (в части гиппокампа и коры полушарий) с «личной» ячейкой (или ячейками) информационной матрицы. Психическое динамическое состояние, определяющее поступки людей, задает алгоритм последовательности энергетических действий и событий, а, значит, и индивидуальное течение времени. Десинхронизация психического и астрономического течения времени приводит к временному рассогласованию психической и физической составляющих. Существует и социальное течение времени, определяемое длинноволновой вариабельностью распределенного социума. Это требует согласования уже трех категорий, указывая на то, что связь (память) ближняя и дальняя, четкая и расплывчатая, интуитивная, эмоциональная и ментальная должна обеспечиваться сложным системным строением соответствующих участков мозга. Если одна память «вскрывает» другую и т.д., то функциональное строение предполагается фрактальным, типа «матрешка в матрешке». При необходимости учета степени десинхронизации «матрешка» упрощенно механистически обретает аналогию «кубика Рубика».

Вероятно, понятие хранилища первичной (исходной) информационной матрицы бессмысленно. Везде, где есть (или были) подчиняющиеся тем или иным закономерностям («осмысленные») проявления энергетического действия присутствует информационный фон. Проще говоря, созданной материи сопутствует соответствующая информация. При этом информация всегда первична («рукописи не горят»). Вероятно, средний уровень информационного потока определен самыми длинными гравитационными влияниями массовых объектов. Косвенно это подтверждается ходом астрономического времени с однонаправленным считыванием информации. Если фоновая информационная субстанция как-то связана с распределенной массой, а информационный поток – с изменением распределения массы, то на Земле его «плотность» определяется массой планеты Земля с верхним пределом насыщения и внешним управлением со стороны Солнца [11, 12]. Такой взгляд на биосферу [13] допускает последующую спорную гипотезу о связи «темной материи» и глобального информационного поля. Обозначая в известном представлении [14] вероятные источники (разум), резонно отметить необходимость стоков («мусорки»), как хранителей нереализуемой - «мнимой» информации вторичного фона.

Если ИФ связан с распределением массы во Вселенной, то его «распределенная структура» обязана быть «неоднородной». Если это так, то на Земле – только пространственно-временная проекция - «информационная матричная ячейка» (ИМЯ). Отрываясь от Земли «картинки» (образы) обязаны меняться до неузнаваемости, так как эта проекция для наблюдателя смещается. Если проекция сильно меняется, то можно ожидать сильного изменения и действия информационной матрицы, с изменением хода событий для наблюдателя (но не для устройства). Значит, в рамках указанного предположения «живая материя» на других рукавах Галактики обязана быть иной. В художественной форме это описывается С. Лемом в его произведении «Солярис». С другой стороны цельность (системность) Вселенной указывает на общий информационный фон, что в свою очередь, делает резонным предположение об информационной связи разных ячеек (проекций) информационной матрицы. В таком случае информация может не только пассивно сравниваться, но и дискретно смещаться по матрице, определяя ее возможную вариабельность и стабильность. Такие «туннельные переходы» задают свойства границам ИМЯ. При разграничении между ячейкой и границами между ними ИМЯ выступает в форме сопоставителя, редактора и корректора информации, обретая в этом смысле активное свойство. В таком

представлении мозг человека не имеет доступа к информационной матрице. Он имеет доступ только к отклику от сопоставления в форме возможных комбинаций. Тогда и включается время, точнее – совокупность интервалов времени, определяющие жизнь человека с монотонным падением эффекта сопоставления до предельно минимального.

С одной стороны эффект сопоставления является признаком потенциальности информационного фона. Потенциальность информационного поля выражается непрерывно, задавая внутреннюю мотивацию по характерному признаку. Посредником между этим чувственным бессознательным проявлением и информационным фоном является индивидуальная системная память, как содержимое условной «собственной информационной ячейки» в «глобальной информационной матрице» фона. С другой стороны реализация эффекта сопоставления в энергетическое действие придает фону свойство «энергетической виртуальности». При падении эффекта сопоставления мотивация человека не вырабатывается (он живет «не в ладу с собой»). Это приводит к сбою ритмических сопряжений физического тела и экзогенных ритмов и ритмической изоляции. Нарушение психофизиологических сопряжений приводит к изменению психического состояния («мозг убивает организм»). Внешне это может проявляться в том, что человек под влиянием социума действует и живет не так, как ему диктует информационный фон. Память, играющая основную роль в этом процессе, может выступать как отрицательным, так и положительным фактором. Необратимые несовпадения сопоставлений, вызванные социальными причинами, копятся, и по жизни эффект сопоставления монотонно падает. Вероятно, это выражается с течением времени в монотонном сжатии интервалов адаптации организма человека к космогеофизическим факторам [15].

Для подтверждения принципов сопряжения предлагается провести долговременные исследования варибельности ритмических процессов мозга и сердца, физически сформировавшихся молодых здоровых людей, как естественную реакцию таких фазовых детекторов на физиологические, социальные и внешние влияния.

Библиографический список

1. Анохин П.К. Очерки по физиологии функциональных систем. – М.: Наука. 1972. 372 с.
2. Сеченов И.М. Рефлексы головного мозга. – СПб.: типография А. Головачева. 1866. 186 с.
3. Дубров А.П. Симметрия биоритмов и реактивности. – М.: Наука. 1987. 238 с.
4. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use // *European Heart Journal*. 1996. V.17. P. 354 – 381.
5. Баевский Р.М., Берсенева А.П. Введение в донозологическую диагностику. – М.: Слово. 2008. 176 с.
6. Биологические ритмы. В 2-х томах. Т. 1. Пер. с англ. / под ред. Ю. Ашоффа. – М.: Мир. 1984. 414 с.
7. Макеев В.Б., Темуриянц Н.А., Владимирский Б.М., Тишкин О.Г. Физиологически активные инфранизкочастотные магнитные поля // *Электромагнитные поля в биосфере*. – М.: Наука. 1984. Т. 2. С. 62 – 72.
8. Гуляев Ю.В. Физические поля и излучения человека: новые методы ранней медицинской диагностики // *Биомедицинская радиоэлектроника*. 2000. № 12. С. 3 – 10.
9. Кастлер Г. Возникновение биологической организации. – М.: Мир. 1967. 90 с.
10. Вернадский В.И. Труды по философии естествознания. – М.: Наука. 2000. 504 с.
11. Чижевский А.Л. Земное эхо солнечных бурь. – М.: Мысль. 1973. 349 с.
12. Владимирский Б.М. Работы А.Л. Чижевского по солнечно-земным связям: гелиобиология в канун XXI века – итоги, проблемы, перспективы // *Биофизика*. 1998. Т. 43, вып. 4. С. 566 – 570.
13. Вернадский В.И. Живое вещество и биосфера. – М.: Наука. 1994. 674 с.
14. Le Roy Edouard. Les origines humaines et l'évolution de l'intelligence. – Paris. 1928. P. 376. (Э. Леруа. Происхождение человека и эволюция разума).
15. Агулова Л.П. Принципы адаптации биологических систем к космогеофизическим факторам // *Биофизика*. 1998. Т.43, вып.4. С. 561 – 564.

INTERFACE PRINCIPLES OF «ALIVE» AND «LIFELESS» MATTER

Kuznetsov A.A.

Vladimir state university named after Alexander and Nikolay Stoletovs artemi-k@mail.ru

Some aspects of the author outlook on questions of coexistence of a "alive" and "lifeless" matter with the offer of main principles biological rhythmology in biosphere are given. On the basis of a principle frequency coding the assumption of existence of an information background is made and the model of its interaction with an organism is considered.



СОЦИАЛЬНАЯ СИСТЕМА СЧИТЫВАНИЯ ИНФОРМАЦИИ

Кузнецов А.А.

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых, artemi-k@mail.ru

Эволюционная реакция социума на информационный фон (ИФ) в форме генерации производного вторичного информационного фона (ВИФ), задающего отношения посредством общего социального «тонкого психического поля», требует наличия собственной хаотической составляющей (ХС), определяющей динамическую базу моментной готовности резонансного отклика социума на текущие иницирующие сигналы. Экономические и культурные отношения, как естественные социальные производные, созданы по исходному ритмическому принципу и «здоровы», если их основу представляет ХС, предопределяющая формы рыночных отношений и фольклора, соответственно.

Социум построил естественную систему настройки и считывания ИФ цепочкой активных психотипов наблюдателей: писателей – философов – физиков и математиков. Писатели анализируют неочевидные закономерности, не поддающиеся рациональному осмыслению, в частности – чувства и их оттенки отдельных людей и групп людей, предопределяя последовательности их действия при вариабельности чувств и задавая, таким образом, непрерывно-дискретную шкалу времени, в которой не работает методика сопоставления и аналогий. Тестирование вариаций бессознательных и сознательных чувств под разные условия приводит их к необходимости задавать разные и нестандартные условия их проявлений. Так возникают детективы и фантастика. Тестирование чувств в проявлениях оттенков преданности или измены – романы, казалось бы не имеющие никакой логики, но сильные своей неопределенностью и текущим ожиданием благополучного исхода. Социальная предопределенность и логика действий с элементами прогноза – эссе и публицистика. Чувства и характеры, заложенные в формулы и алгоритмы действий с требуемой условной корректировкой условий – былины и сказки.

Писатель в общем случае не ограничен реальностью событий, поэтому акценты смещены в сторону мнимого мира, который включает как запретные, так и желаемые события, выстраиваемые в алгоритмическую цепочку на непрерывно-дискретной шкале времени с приданием им эффекта реальности. Это с одной стороны включает подсознание читающего, условно корректирующего предложенные элементы логики. С другой стороны «мнимость» происходящего исключает сознательную возможность прогноза, а бессознательный прогноз заставляет домысливать и сопоставлять собственные и авторские качества. Для телевидения и в меньшей степени для радио есть существенные отличия. Телевидение избыточной алгоритмической информацией сводит к минимуму мнимую составляющую, а значит и домысливание. С позиции государства телевидение и радио инструменты сознательного воздействия, наносящие вред мыслящему человеку в форме искусственных энергетических фильтров, барьеров и сильнейших помех сопряжению мозга и естественного информационного поля.

Конечно, при переходе на звено «философы – физики», следует указать на иное ответвление в форме звена «теологи – метафизики», но на этом останавливаться не будем. Философы собирают информацию о неочевидных закономерностях. Философия – наука о трансформации неочевидных иррациональных и трансцендентных закономерностей в категорию рациональных – логически обоснованных на базе причинно-следственных соотношений. Объективно разделяясь на природные и социальные закономерности, первая часть (натурфилософия) становится объектом изучения физики и биофизики, вторая – социологии и психологии. Здесь впервые появляется возможность качественного применения основного инструмента исследователя – метода аналогии и сопоставления. Появляются разные оттенки сопоставлений, приводящие к вероятностным категориям оценки прогноза событий. Математика – наука, оперирующая исходными вероятностными категориями с модельным переводом их на принятом языке в функциональные закономерности для количественного сопоставления не только объектов исследования, но и процессов в них происходящих.

При условно одинаковом стиле мышления физиков и математиков стили изложения их логик разнятся. Для физика экспериментатора исходными являются условия физического эксперимента. Для физика теоретика исходными являются условия мысленного эксперимента. Ограничениями для первого становятся используемые методы анализа данных. Ограничениями для второго становятся характеристики (рамки) предлагаемой модели. Оба работают с физическими величинами в условиях эксперимента. Математики работают в условиях и в рамках математической логики (языка) с абстрактными величинами и их конструкциями в уверенности, что закономерности групп абстрактных величин, универсальны в применении.

Очевидно, что первая метаморфоза с признаками сильного упрощения информации с приданием ей качества модельных представлений происходит у философов. Вероятно, именно поэтому среди них идут непрерывные споры о том, какая алгоритмическая логика в науке наиболее эффективна: на основе причинно-следственных связей или с изменением переменных порядка «причина – следствие».

Человек с рождения воспитывается и в той или иной мере овладевает логической алгоритмической частью, живет в ней и с ней. Основанием этому служит всегда реализуемая результирующая алгоритмическая последовательность событий [1, 2], составляющая логику прошлого (историю). Далее по всей социальной иерархии происходит субъективное обоснование данного алгоритма на причинно-следственной основе, с предложением считать уже реализованные события в их последовательности системно детерминированными.

На основании такого странного (за неимением иного) подхода пишутся учебники и научные труды, а государства начинают «ковать историю» вписывая «прогноз прошлого» в рамки целесообразности (см. далее). Очевидно, что события в указанной последовательности взаимозависимы, но насколько? Какие естественные механизмы позволяют проводить непрерывный и эффективный с единственным конечным результатом перебора потенциально реализуемых вариантов в переменных условиях?

Любой перебор вариантов непременно сопровождается непрерывной оценкой прогнозной вероятности (взвешиванием) тех или иных виртуальных событий. Конечно, и чаще всего текущий выбор падает на событие, удовлетворяющее системному (монотонному, циклическому и т.п.) ходу их совокупной последовательности. Однако для этого необходима сохранность условий в интервале времени формирования такой последовательности, что в условиях эволюции социума и изменчивости его распределения по обретаемым признакам проблематично. Даже для отдельного человека сохранность внешних условий можно представить либо для малого интервала времени, либо в изолированном пространстве – виртуальном социальном пространстве внутри себя – пространстве одиночества. Однако, в первом случае теряется эффект прогноза, а во втором – смысл прогноза, так как в таком эталонном социальном пространстве невозможна его апробация, поэтому растет неуверенность и неопределенность, со сдвигом баланса от предопределенности – к ХС.

Эволюционирующий социум широко использует механизм логического анализа прошлого, на базе которого принимает решения в настоящем и интуитивно прогнозирует будущее. Целесообразность в настоящем – основной строитель логической цепи последующих событий. Этот механизм работает последовательно в условиях жизни одного человека и групп людей (2 – 3 поколений), поэтому на него наложены характерные интервалы времени ритмических процессов онтогенеза на Земле. Повторяющиеся интервалы времени характеризуют ритмы. Значит, логика ритмически детерминирована влияниями внешних ритмических источников. Влияние внешних и внутренних ритмов на образ мышления и механизмы логических построений указывает на общую ритмическую детерминацию поведения людей. Качество (искусство) перебора вариантов определено в 3-х ортогональных координатах: 1. Уровень внутренней информационной базы, определяемый по степени его сопряжения с информационным фоном; 2. Уровень развития мозга, определяемый по скорости перебора; 3. Социальный статус человека, определяющий качество, уровень и устойчивость мотивации.

Результирующий эффект восприятия ИФ непрерывен и диктует содержание мотивационного поведения. Внешнее проявление реализуемого мотивационного поведения определено прошлым: воспитанием и социальным ВИФ. Степень пространственно-временного сопряжения ИФ и ВИФ характеризует скорость выработки аккумулированной мотивационной энергии человека, характеризующей реализацию его предназначения.

Ритмическая реализация целесообразности базируется на иррациональных и трансцендентных категориях. Автор выделяет одну из них – «красоту», противопоставляющую себя логике причинно-следственных отношений. Красота с одной стороны категория природная, вне человеческой психики, а с другой стороны (социальной) – это абсолютно психическая ментальная категория. Вероятно, ее проявление для физиологического состояния организма можно определить множественностью сочетаний оттенков, воспринимаемых экстерорецепторами сигналов: световых, звуковых, вкусовых, обонятельных, тактильных. Поэтому красота является необходимым признаком физического совершенства и здоровья. Красота души – признак психического здоровья с достижением состояния удачи и счастья. Обретение ее бессознательно, но она сознательно овладевает психикой, оставляя «не у дел» причинно-следственные сознательные отношения. Она имеет элементы предвкушения, будоражит, завораживает, предопределяет уровень внутренней мотивации человека к социальным поступкам, включая причинно-следственные построения на основе иных, возможно сильно разнесенных во времени звеньев алгоритмической последовательности событий. С этой точки зрения целесообразность имеет собственный спектр, набор ритмов, включающий все ближние и дальние связи формируемого алгоритма со всеми ветвлениями. И мы опять приходим к форме данности ИФ и необходимости развития нового направления исследования – ритмической психологии, основой которого может стать известная формула: все материальное, что нас окружает – временное, вечное – идеи и чувства людей. Если ИФ существует вне времени, то и системная память «записана заранее», но это вовсе не означает априорную запись «от начала – до конца». Очевидно, что предсказать (знать) эволюцию «всего и вся» Вселенной невозможно («невозможно объять необъятное»). Но если эволюция сопровождается накоплением нереализованной информации в форме ритмов разной природы и интенсивности в обозримом диапазоне длин волн, то вероятно, это и есть системная память. Считывание информации предполагает ее реализованное (структурированное, информативное) прошлое и текущее состояние. В раках этого ее анализ – это анализ сопряжения текущей и прошлой информации с выводом локальных закономерностей и их пролонгации (успешной или безуспешной) на близкое или отдаленное будущее. Здесь становится существенным момент времени выбора в каждой текущей процедуре перебора вариантов, устанавливаемый целесообразностью. Первое быстрое решение в наименьшей степени учитывает дальние связи, но в максимальной степени учитывает ближние связи, поэтому обретает наиболее вероятный тактический эффект для относительно малого интервала времени и минимального числа звеньев прогнозируемой алгоритмической цепочки событий. Последнее решение, непосредственно перед условным «звонком» перехода от одного звена событий – к последующему, в наибольшей степени учитывает дальние связи на основе принятого быстрого решения, поэтому оно обретает

наиболее вероятный стратегический эффект для большого числа звеньев выстраиваемой (прогнозной) алгоритмической цепочки событий.

Вероятно, условность понятий «временное» и «вечное» заключается в степени структурированности прошлого. Передача структурированной (реализованной) информации от источника (устройства) «живой» или «неживой» материи характеризуется достоверностью (повторяемостью соответствия процедуры и результата). Передача условно неструктурированной информации «живой» материи становится иррациональной процедурой с неограниченным числом результирующих вариантов. Одним из трансцендентных проявлений передачи информации является взгляд, как зрительное сканирование кодированного посыла, выборочный прием (осмысление) и бессознательная подстройка на максимальное осмысление.

Приемник спектральных частот разной природы сигналов у разных людей разный. Разные люди «отстроены» на разные «передатчики». Вероятно, «подключиться» к информационному полю и «взять» в исходном виде «чистую идею как свою» может любой человек, но отображение этой идеи в мысль будет, очевидно, разной по форме и записи. Создание искусственного ИФ (Интернет) на основе вторичного информационного поля на «совокупной отложенной памяти» серверов как производной оперативной памяти конвертированных идей (записей мыслей) людей придает ему свойство виртуальности. Однако, такая отображенная виртуальность, имея огромное и возрастающее число разно-форматных информационных источников, не является системной без энергетического наполнения процедур перебора и выбора и потенциально реализуемой алгоритмической цепочки событий. Отложенные проблемы социума при развитии этого своеобразного «информационного Вавилона» генерируются, аккумулируются и превалируют, так как относительное действие естественного информационного поля слабеет. Эффекты малых значимых пусковых событий утрачиваются. Люди «не слышат», не предчувствуют. Отсюда следует ожидать неконтролируемую спонтанность с потерей функции естественного управления обществом. С этой позиции распространенное современное толкование смысла онтогенеза посредством результирующего физиологического достижения удовольствия с переложением его на социум выглядит более сбалансировано: количество людей, живущих в трактовке указанного смысла, должно быть «обеспечено» определенной группой страдающих людей. Длинноволновая «мягкая» балансировка обеспечивается естественной генерацией людей разного психотипа и их системного смещения на планете. Необходимость в грубой балансировке возникает при численном относительном росте «общества потребления», что сопровождается резким ростом рождаемости в отсталых бедных областях и аperiodическими экономическими кризисами в развитых странах. «Грубость» на малых интервалах времени (2 – 3 поколения) сглаживается непрерывным печатанием денежных знаков. Следует признать нарастающий сильный сдвиг баланса от иррациональных к рациональным мышлению и отношениям с резким ростом детерминистской составляющей глобального управления обществом посредством искусственных финансовых и информационных потоков. Информационный фон потребует «перезагрузки».

Можно предложить и иную логику, приводящую к тому же результату. Полагая, что социум функционально устроен системно и по аналогии с организмом человека, основываясь на гипотезе масштабной гомоморфности (фрактальности) сущего, то любое детальное отклонение социума от этой аналогии, должно приводить к включению встроенных механизмов самоуправления в направлении настройки результирующего самоподобия. В рамках такой модели возбужденный орган человека посредством вегетативной нервной системы (ВНС) поставляет информационный сигнал в центральную нервную систему (ЦНС) и провоцирует генерацию управляющего сигнала в интервале адаптации по уровню возбуждения. Так же возбуждение пространственно-временной ячейки социума (группы людей, страны, ассоциации и т.п.) должно приводить к аналогичному управляющему эффекту. Для социума аналогом распределенной ВНС являются общественные организации, а регуляторным сигналом – общественное мнение. Структуры управления государства при невыраженном регуляторном сигнале настроены только на динамические характеристики внешнего влияния, что аналогично состоянию общего наркоза для организма человека. С одной стороны формирование управляющего сигнала с искусственным самоподобием исключает участие ИФ и обязано приводить к резкому ослаблению естественной хаотической социальной составляющей, что не позволяет создавать высокоамплитудный управляющий сигнал. Нивелирование базовой динамической составляющей уменьшением амплитудных проявлений социальных флуктуаций ведет к потере системной устойчивости и «перезагрузке» социума на базе ИФ.

С позиций глобального социума организации уровня ООН, вероятно, могут приниматься аналогией ЦНС, однако, по мнению автора, они исполняют в лучшем случае роль инструмента формирования механизма латентности (времени сдвижки), убирая быстрые решения.

Библиографический список

1. Кузнецов А.А. О некоторых общих закономерностях системных процессов // Циклы. Матер. V Межд. конф., Т. 1. – Ставрополь: Сев.-Кав. ГТУ. 2003. С. 8 – 9.
2. Кузнецов А.А. Системный анализ и обработка электрокардиографической информации. Дисс... д.т.н. – Н.Новгород: 2012. 297 с.

INTERFACE PRINCIPLES OF «ALIVE» AND «LIFELESS» MATTER

Kuznetsov A.A.

Vladimir state university named after Alexander and Nikolay Stoletovs artemi-k@mail.ru

Some aspects of the author outlook on questions of coexistence of a "alive" and "lifeless" matter with the offer of main principles biological rhythmology in biosphere are given. On the basis of a principle frequency coding the assumption of existence of an information background is made and the model of its interaction with an organism is considered. The concept of the person memory is shared into two connected components: system - outside of the person and operative in hippocampus area.

ОЦЕНОЧНЫЙ АНАЛИЗ ФУНКЦИЙ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ДИАГРАММ РИТМА СЕРДЦА ЗДОРОВЫХ ЛЮДЕЙ

Пермяков С.А., Кузнецов А.А., Сушкова Л.Т.

Владимирский Государственный Университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых

plasero@mail.ru

Для статистического исследования случайных величин необходимо знать закон их распределения. Решение подобной задачи в общем виде считается проблемным. Однако, исходя из ряда общих гипотез и положений, можно предположить вид и математическое описание распределения случайной величины изучаемой совокупности. Подобные распределения называют теоретическими, и их принятие является условным. В качестве теоретического описания функции распределения диаграмм ритма сердца (ДРС) человека в состоянии покоя при составлении стандартов вариабельности сердечного ритма [1-3] постулируется нормальное распределение Гаусса, и авторы [4] в своих исследованиях подтвердили правильность такого постулата.

При решении ряда практических задач отпадает необходимость расчета вероятностей случайной величины, используются соответствующие распределения характеристики: среднее, дисперсия, мода, моменты. Критерием правомочности использования условно заданной функции распределения в качестве модели экспериментальных данных обычно является статистическая количественная мера, отражающая близость экспериментального полигона к теоретическому.

Цель работы: исследовать соответствие экспериментальных полигонов ДРС здоровых людей теоретическим функциям нормального распределения.

Материалы и методы. Были исследованы 178 групповых и 145 серийных регистраций 20-минутных ДРС условно здоровых молодых обследуемых (УЗО). Объем выборки RR-интервалов варьировался от 1031 до 1600. Ограничение длины записи 20 минут обуславливается требованием стационарного состояния покоя, определяемого авторами по многочисленным наблюдениями при регистрации, а также при последующем анализе стационарности ДРС [5]. При росте длины записи проявляется сначала индивидуальные, а затем и групповые рефлекторные реакции, в совокупности определяемые ростом неконтролируемой психоэмоциональной составляющей, меняющей режим ВСП.

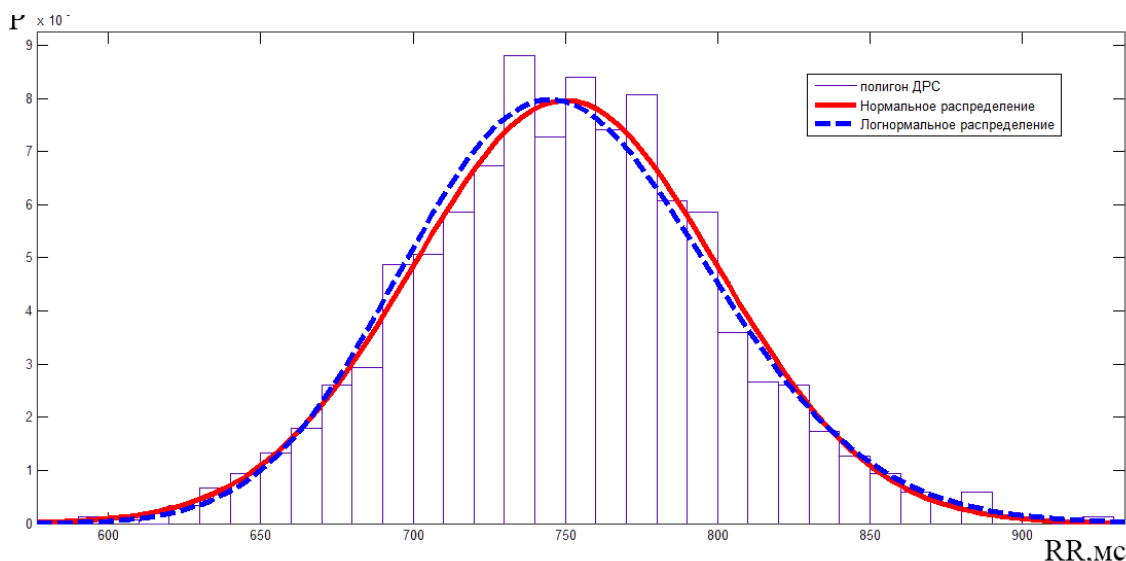


Рисунок 1 - Сопоставление полигона ДРС с кривыми распределений. Обозначения в правом верхнем углу.

Кроме указанных реальных ДРС в методику исследования были включены виртуальные диаграммы ритма сердца (ВДРС). Исследование реальных ДРС и ВДРС проводилось по четырем моментам нормального распределения.

Анализ функций распределения проводился в программной среде Matlab с использованием автоматизированного инструментария dfittool [6]. На рисунке 1 проведен пример детального анализа сопоставления гистограммы ДРС и кривых нормального и логнормального распределения для данных ДРС.

В качестве критерия оценки близости теоретического распределения к экспериментальному использовался параметр логарифмического правдоподобия ($\log \text{likelihood}$) [7-8]. Он характеризует объем статистической информации, не объясненной в рамках данной модели (т.е. чем выше этот показатель, тем хуже модель) [7], он является количественной демонстрацией статистической значимости. На рисунке 1 приведен пример сопоставления гистограммы ДРС и кривых нормального и логнормального законов распределения.

Полученные результаты. Результаты модели близости экспериментальных полигонов групповых и серийных регистраций представлены на рисунке 2 и таблице 1, а также на рисунке 3 в пространстве асимметрия-эксцесс $A_x(E_x)$.

В групповых записях количество экспериментальных полигонов близких к логнормальному закону распределения составляет более половины (57%). В серийных регистрациях, проводимых в положении лежа, количество подобных экспериментальных полигонов значительно ниже (от 11% до 21%), большее количество опять же отмечается лишь в серийных регистрациях УЗО4, проводимых в положении сидя.

Данные результаты можно объяснить тем, что напряженность регуляторных систем организма в положении тела лежа снижается.

Обращает на себя и «механизм» формирования соответствия экспериментального полигона тому или иному распределению. Обнаружена сильная статистическая взаимосвязь ($r = 0.81$) между близостью ДРС к логнормальному закону распределения и коэффициентом асимметрии ДРС.

Также наглядно этот «механизм» отмечается на графике распределения вероятностей (probability plot) (рис. 4)

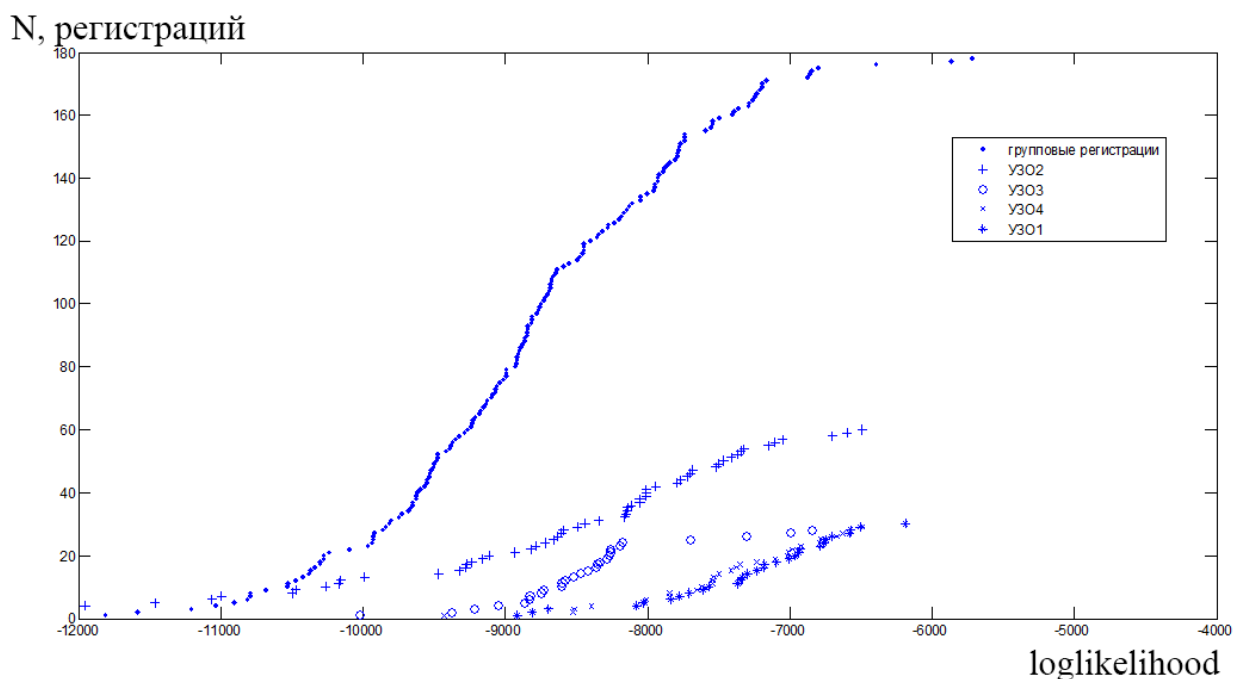


Рисунок 2 - Вариационные ряды логарифмического правдоподобия групповых и серийных регистраций УЗО.

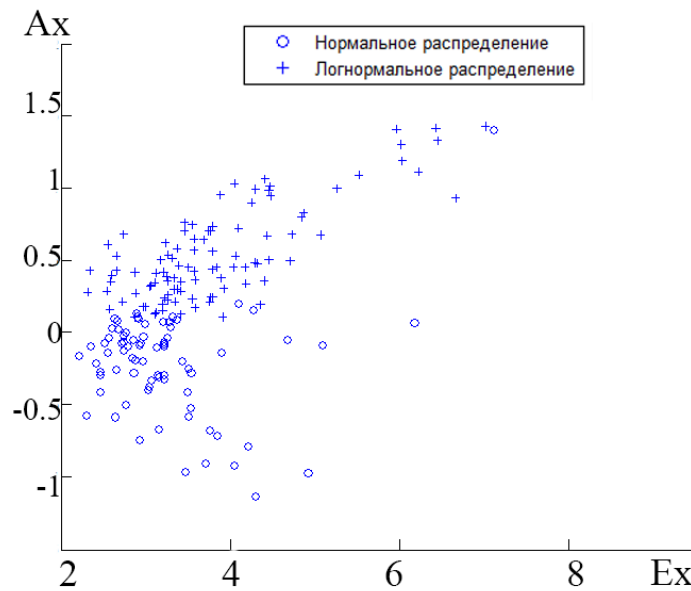


Рисунок 3 - Распределение регистраций в Ax(Ex)

Таблица 1 - Результаты оценки близости распределений

Тип регистрации	Количество записей	Поза	Логнормальных/Нормальных x	Логнормальных %
Групповые	178	Сидя	102/76	57
УЗО1	30	Лежа	6/24	20
УЗО2	60	Лежа	7/53	11
УЗО3	29	Лежа	6/23	21
УЗО4	28	Сидя	12/16	43

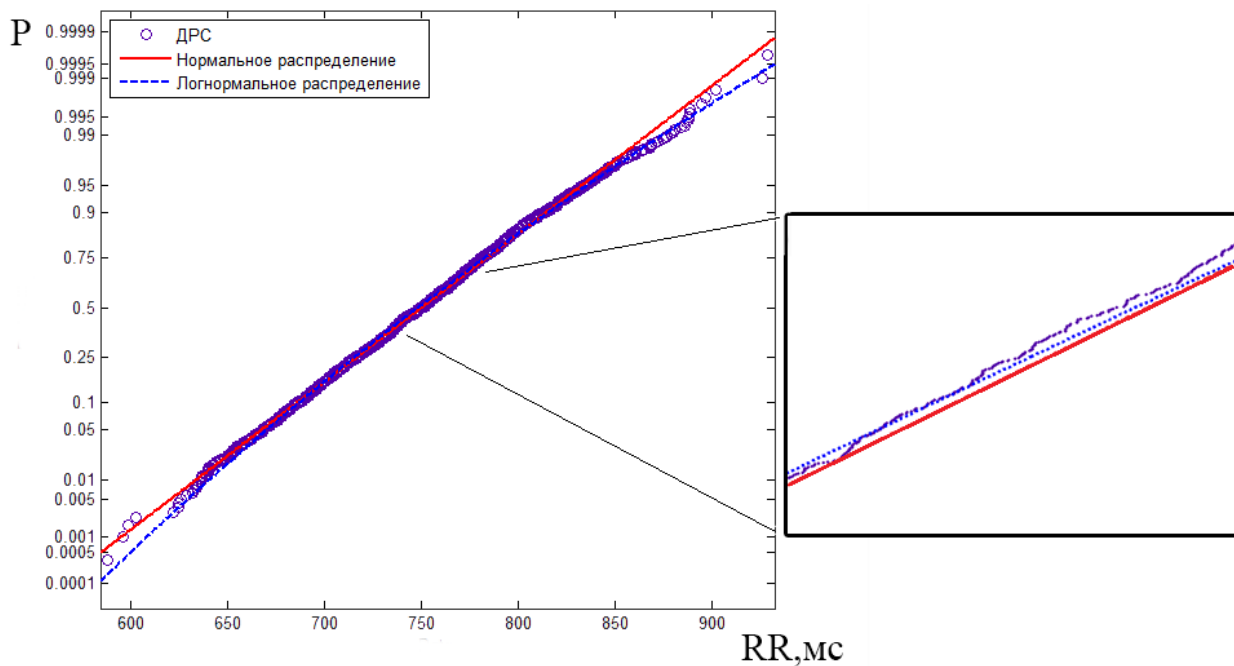


Рисунок 4 - График распределения вероятностей ДРС при сопоставлении с законами распределения, справа – увеличенный участок.

На рисунке 4 представлены графики функции кумулятивной вероятности для нормального и логнормальных распределений, а также экспериментальные данные для ДРС здорового человека в координатах $P(RR)$. В диапазоне значений от 600 до 850 мс полигон гистограммы ДРС максимально приближен к нормальному и логнормальному закону распределения случайной величины. Однако в диапазоне 540-600 мс и 850-960 мс экспериментальный полигон находится ближе к логнормальной функции.

Близость экспериментального полигона к теоретическому распределению по критерию логарифмического правдоподобия в большей степени определяется поведением левого и правого «хвостов» полигона гистограммы ДРС. Статистические «хвосты» определяются редкими событиями, поэтому их трудно назвать информативными. «Хвосты», или значения ритма, более редкие, приближенные к экстремально низким или высоким значениям, могут трактоваться как результат естественной регуляции ритма сердца в рамках механизмов адаптации.

При приближении всей кривой гистограммы к нормальному распределению следует говорить о минимизации регуляции т.е. о состоянии покоя. Можно предположить режим пассивной регуляции, который отражает состояние работы механизмов адаптации в режиме контроля. В данном случае следует указать акцент на смещение среднего значения, что подтверждается статистической взаимосвязью близости полигона к логнормальному распределению и коэффициента асимметрии

Для ВДРС смещение «хвостов» носит также случайный характер от генерации к генерации, однако при увеличении объема выборки погрешность, вносимая «хвостами» нивелируется (рис. 5).

Отдельного исследования требуют квантили распределения ДРС, соответствующие переходу полигона ДРС в область соответствия нормальному и логнормальному законам.

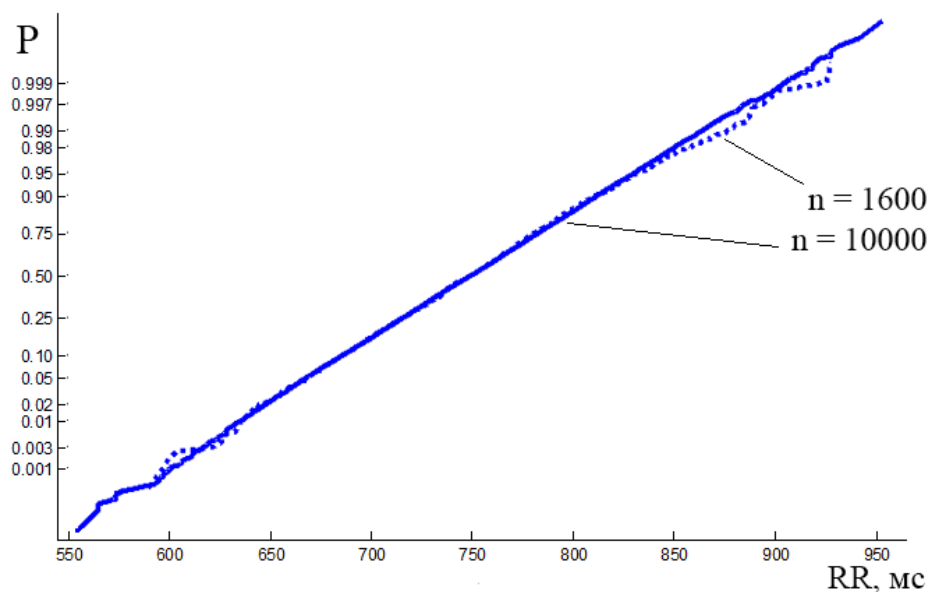


Рисунок 5 - График распределения вероятностей для нескольких ВДРС с одинаковыми параметрами генерации и различным объемом выборки.

Выводы:

1. Форма распределения по экспериментальному полигону зависит от условия эксперимента – положения тела: чем ближе физическое состояние к состоянию покоя, тем ближе распределение данных ДРС к нормальному закону.
2. Модель близости экспериментального полигона оценивалась по параметру логарифмического правдоподобия, максимальную погрешность в оценке вносят «хвосты» распределений, которые составляют 4-5% объема выборки и которые методически могут быть устранены увеличением объема выборки. Однако для физиологических объектов увеличение объема выборки ограничено ростом психоэмоциональной составляющей.
3. Рост коэффициента асимметрии сопровождается переходом от нормального закона распределения к логнормальному, что соответствует напряженности регуляторных систем в физической и психоэмоциональной формах.

Библиографический список

1. Heart rate variability. Standarts of Measurement. Physiological interpretation and clinical use // Circulation. 1996. V. 93, P. 1043-1065

2. Баевский Р. М. - Прогнозирование состояний на грани нормы и патологии. - М.: Медицина, 1979. - 295 с.
3. Баевский, Р. М. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний : монография / Р.М. Баевский, А.П. Берсенева. - М.: Медицина, 1997. - 235 с.
4. Кузнецов А.А., Пермяков С.А. О естественной нормализации диаграммы ритма сердца//Т 78 Труды Нижегородского государственного технического университета им. Р.Е. Алексеева / НГТУ им. Р.Е. Алексеева. - Нижний Новгород, 2012. № 4 (97). - с. 363-368
5. Пермяков С.А., Кузнецов А.А. Методы исследования управления, регуляции и контроля ритма сердца. Монография. LAP LAMBERT Academic Publishing, 2014 - 148 стр.
6. Statistics Toolbox for use with MATLAB. User's Guide. The Mathworks, Inc 2001 - <http://www.mathworks.com/help/stats/index.html>
7. Field A. Discovering Statistics Using SPSS (2nd edition). London: Sage, 2005
8. Ronald A. Fisher. «On the mathematical foundations of theoretical statistics». Philosophical Transactions of the Royal Society, A, 222:309-368 (1922).

EVALUATIVE ANALYSIS OF DISTRIBUTION FUNCTIONS OF HEALTHY PERSONS' HEART RATE

Permyakov S.A., Kuznetsov A.A., Sushkova L.T.
Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, plasero@mail.ru

The article presents an analysis of the healthy young men heart rate distribution function accordance with normal lognormal functions by using standard tools of the Matlab environment. Studies have shown that the shape of the distribution of experimental heart rate signal depends on the position of the body during registration. A model of the experimental registration proximity is offered. It was found that the transition from normal to lognormal distribution corresponds to the growth of the asymmetry coefficient.

Keywords: distribution function, heart rate, healthy people

ЧИСЛЕННЫЕ МЕТОДЫ КРЫЛОВА ДЛЯ РЕШЕНИЯ СЛАУ ПРИ АНАЛИЗЕ СХЕМ МЕТОДОМ ГАРМОНИЧЕСКОГО БАЛАНСА

Ланцов В.Н., Осипова Г.И.
Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых, galochka265@gmail.com

Одной из важнейших тенденций в области электроники является небывалый темп роста рынка интегральных микросхем (ИМС) для средств мобильной и радиосвязи (особенно сотовая связь). При этом разработка всей системы чаще всего реализуется в одной единственной микросхеме. Хотя нелинейная высокочастотная (ВЧ) часть составляет небольшую долю в общей размерности всей системы связи, но она вызывает наибольшие трудности при проектировании и во многом определяет основные параметры всего устройства.

Трудность и длительные сроки проектирования объясняются – недостаточностью эффективных и надежных методов анализа ВЧ нелинейных схем в интегральном исполнении при воздействии сложных входных сигналов, которые используются для передачи информации в современных средствах радиосвязи.

В настоящее время метод гармонического баланса (ГБ) является широко распространенным средством моделирования нелинейных радиосхем [1-3]. Во многих практических случаях он обеспечивает относительно быстрый расчет установившихся режимов, как для одночастотных, так и для многочастотных входных воздействий [2].

В программах схемотехнического моделирования полная модель схемы в виде СНДУ заменяется системой нелинейных алгебраических уравнений (СНАУ) относительно коэффициентов Фурье.

В методе гармонического баланса для решения математической модели интегральной схемы в общем виде, т.е. в виде СНДУ, необходимо на каждой временной точке t_n решать СНАУ.

Основной проблемой метода гармонического баланса является выбор способа численного решения системы нелинейных уравнений (1).

$$F(V) = I(V) + \Omega Q(V) + YV + U = 0, \quad (1)$$

где $F(V)$, $I(V)$, $Q(V)$, V , U – векторы размерностью $[(2K + 1) \cdot N]$, содержащие спектр в каждом узле. Матрица Y – является блочной матрицей, матрица Ω – блочно-диагональной $\Omega_{nn} = \text{diag} \{-j\omega_k, \dots, 0, \dots, j\omega_k\}$, которая является оператором дифференцирования в частотной области. Y_{mn} есть преобразование Лапласа от u_{mn} оцененные на $j\omega_k$ для каждого k . Матрица является диагональной, т.к. моделируемые компоненты являются время-независимыми.

Для решения СНАУ наиболее распространенным методом являются численные алгоритмы, базирующиеся на методе Ньютона. В этом случае на итерационном шаге решается система линейных уравнений:

$$J_R(V_j)(V_{j+1} - V_j) = -R(V_j) \quad (2)$$

Здесь J_R - гармонический якобиан, который определяется следующим образом:

$$J_R(V) = dR/dV = dI/dV + \Omega * dQ/dV + Y \quad (3)$$

Данное выражение можно легко представить в виде:

$$J_{hb} = Y + j2\pi f_0 \Omega G C G^{-1} + G G G^{-1}, \quad (4)$$

где $C(t_i) = dq/dx|_{x(t_i)}$, $G(t_i) = di/dx|_{x(t_i)}$

G - функция перевода из временной в частотную область, которая состоит из серии перестановок и преобразования Фурье. Данный Якобиан большой и не очень разреженный, поэтому обычные алгоритмы для решения плотных систем или разреженных систем не смогут очень эффективно решить эту систему. Обратите внимание, что

$$G C G^{-1} = \begin{bmatrix} C_0 & C_1 & \dots & \dots & C_{-k} \\ C_{-k} & C_0 & C_1 & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ C_1 & C_2 & \dots & C_{-k} & C_0 \end{bmatrix}, \quad (5)$$

где C_i - это i -ый коэффициент преобразования Фурье для $C(t)$.

Обратите внимание на размерности системы (2) и, соответственно, якобиана (3). Она определяется величиной $(N*2K)$, где N - число переменных состояния схемы, K - число гармоник.

При существенной нелинейности анализируемой цепи число K приходится выбирать большим. Соответственно размерность вычислительной модели (1) может оказаться очень высокой. Допустимая размерность решаемой системы (1) является фактическим ограничением метода гармонического баланса для применения к расчету произвольных цепей.

Могут быть предложены самые разнообразные вычислительные схемы ускоренного расчета линейной системы (2), базирующиеся как на прямых методах решения, так и на итеративных. Следует отметить, что применение простейших итеративных методов [4] влечет за собой дополнительную проблему сходимости линейной системы (2), так как эта система, являясь в общем случае моделью активной электрической цепи, не обладает, как правило, желаемыми свойствами диагонального преобладания, положительной определенности или симметричности.

Основная конструктивная идея, подтвердившая практическую возможность значительного сокращения вычислительных затрат без ухудшения других численных характеристик, связана с использованием итеративных алгоритмов на базе методов подпространств Крылова. Например, такой подход позволил расширить размер схемы, анализируемой методом гармонического баланса, на 2-3 порядка [5].

Проекционные методы решения линейных систем, построенные на базе подпространств Крылова, представляют собой перспективные направления развития современной вычислительной математики. Следует отметить, что основной трудоемкой операцией для них является матрично-векторное умножение $(A*x)$.

Собственно вычислительный алгоритм включает две стадии [6]:

- построение ортонормированного базиса в подпространстве Крылова;
- вычисление корректирующей поправки.

С точки зрения применения в схемном моделировании и в анализе многопериодных процессов, в частности, эти методы обладают следующими важными свойствами:

- они численно устойчивы, благодаря использованию техники ортогонализации;
- сохраняют исходную структурную разреженность матрицы, т. к. базовой операцией является умножение матрицы на вектор;
- они позволяют контролировать точность в ходе итерационных вычислений;
- они применимы для решения систем с несимметричными матрицами.

На последнее свойство следует обратить специальное внимание. Исторически подобные алгоритмы применялись, в первую очередь, для симметричных систем, и лишь относительно недавние результаты показали возможность расширения сферы их применения на несимметричные задачи, что является принципиальным вопросом при решении задач схмотехнического моделирования.

Две вычислительные процедуры получили наибольшее распространение в классе обсуждаемых методов [6]: процедура Арнольди и процедура Ланцоша.

На базе процедуры Арнольди разработан для решения линейной системы уравнений $A*x = b$ алгоритм GMRES [7], успешно зарекомендовавший себя в задачах разного типа.

GMRES и QMR или BiCG-алгоритмы отличаются разным числом ортонормированных векторов и многими деталями реализации.

Применение итеративных алгоритмов на базе подпространств Крылова для решения линейных систем (2.4) высокой размерности, формируемых методом гармонического баланса, позволило, как указывалось, радикально повысить возможности этого метода. Действительно, в большинстве практических случаев

дополнительной проблемы сходимости для линейных систем не возникает, а число итераций, обеспечивающих заданную погрешность, как правило, много меньше размерности задачи.

Практически применяемые алгоритмы, как правило, представляют собой комбинацию методов подпространств Крылова и предобуславливания, которое является вспомогательной операцией, направленной на улучшение вычислительных свойств исходной матрицы без искажения конечного результата. От успешного выбора предобуславливателя зависит вычислительная эффективность решения.

Как известно, частотный метод гармонического баланса обеспечивает эффективный анализ стационарных схем для аналоговых и ВЧ цепей. Обычная техника подпространств Крылова с неявными матрицами и с блочно-диагональным предобуславливателем сделала возможным расчет установившихся откликов в масштабируемых схемах. Однако, не все ГБ задачи, особенно для сильно нелинейных цепей, можно решить надежно и эффективно, используя стандартную технику блочно-диагонального предобуславливания.

Один важный аспект применения итерационных решателей Крылова – для быстрой сходимости метода необходимо найти хороший предобуславливатель. Стандартные подходы блочно-диагонального предобуславливания находят приближенные значения для C и G (4) с помощью компонентов по постоянному току (dc components) и используют полученное блочно-диагональное приближение J_{BD} в качестве предобуславливателя к Якобиану [5]. Для широкого класса «мягко» нелинейных цепей, этот блочно-диагональный предобуславливатель достаточно эффективен из-за того, что матрица Якоби диагонально доминирующая, и J_{BD} служит хорошим приближением к Якобиану

В зависимости от характера нелинейности схемы, применимы разные предобуславливатели для матрицы Якоби.

Для слабо нелинейной цепи можно использовать усредненный предобуславливатель или усредненный предобуславливатель с одношаговой коррекцией.

Если $G(t)$ и $C(t)$ могут быть приняты как константы, то (4) можно упростить следующим образом:

$$J_{hb_{avg}} = Y + \begin{bmatrix} j2\pi(-k)f_0C_{avg} + G_{avg} & \dots & 0 \\ \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & j2\pi kf_0C_{avg} + G_{avg} \end{bmatrix} \quad (6)$$

$J_{hb_{avg}}$ – это блочная диагональная матрица и каждый блок имеет разреженную структуру цепи переходных матриц, поэтому далее для решения очень подойдут алгоритмы подпространств Крылова. Выражение (6) представляет собой выражение для расчета усредненного предобуславливателя матрицы Якоби. Для слабо нелинейных задач этот предобуславливатель работает очень хорошо, и, наверное, является лучшим предобуславливателем для подобных схем.

Следует отметить, что эффективность блочно-диагонального предобуславливателя критически зависит от преобладания диагональных элементов в матрице Якоби. Как только цепь становится более нелинейной, недиагональные записи в J_{hb} становятся более влиятельными и $J_{hb_{avg}}$ становится менее эффективным. В этом случае, отказ от недиагональных блоков в предобуславливателе может привести к медленной сходимости и даже расхождению.

В таком случае необходимо использовать схему с одношаговой коррекцией для улучшения стандартного блочно-диагонального предобуславливателя с учетом недиагональных блоков вычислительно эффективным способом. Одношаговая коррекция схемы позволяет включить недиагональные элементы в Якобиан в следующем порядке: [8]

$$J_{hb} = J_{hb_{avg}} + (j2\pi f_0 \Omega \Gamma C_{diff} \Gamma^{-1} + \Gamma G_{diff} \Gamma^{-1}), \quad (7)$$

где $G_{diff} = G - G_{avg}$

Если схема сильно нелинейная и несколько гармоник являются большими, то они также могут быть включены в $J_{hb_{avg}}$. Для подобных схем можно использовать усредненный предобуславливатель с наддиагональными элементами.

Изучая форму матриц в (5) очевидно, что если включить все элементы учитываемых гармоник, матрица становится трудно инвертируемой. Поэтому мы включаем только наддиагональные элементы и выбрасываем поддиагональные элементы. Результирующая матрица – блочная верхнетреугольная и, следовательно, легче инвертируется. Тем не менее, если число учитываемых гармоник очень велико, то соответствующие элементы расположены дальше от блочной диагонали и большее число элементов этой гармоники отбрасывается как поддиагональные элементы матрицы, и предобуславливатель становится менее эффективным. Это особенно актуально для задач с многочастотными входными воздействиями, где искусственные частоты могут разместить сигналы со значимыми гармониками подалеже от диагонали матрицы.

Для сильно нелинейных схем можно использовать усредненный преобуславливатель с наддиагональными элементами с одношаговой коррекцией и предобуславливатель конечно-разностного якобиана. Первый из них похож на усредненный предобуславливатель с одношаговой коррекцией, где diff-матрица формируется путем вычитания усредненного предобуславливателя вместе с наддиагональными элементами от предобуславливателя полного гармонического баланса. Шаг коррекции производится с помощью модифицированной diff-матрицы.

Форма предобуславливателя конечно-разностного якобиана:

$$\begin{bmatrix} \frac{C(t_1)}{h_1} + G(t_1) & 0 & \dots & \dots & 0 \\ -\frac{C(t_1)}{h_2} & \frac{C(t_2)}{h_2} + G(t_2) & \ddots & \dots & \vdots \\ \dots & \dots & 0 & -\frac{C(t_{n-1})}{h_n} & \frac{C(t_n)}{h_n} + G(t_n) \end{bmatrix}$$

где $h_i = t_i - t_{i-1}$. Ограничением этого метода является то, что он не может быть использован для задач гармонического баланса с более чем одной частотой входного сигнала. Другой вариант - использовать полную конечную разность Якобиана в качестве предобуславливателя.

$$\begin{bmatrix} \frac{C(t_1)}{h_1} + G(t_1) & 0 & \dots & \dots & -\frac{C(t_n)}{h_1} \\ -\frac{C(t_1)}{h_2} & \frac{C(t_2)}{h_2} + G(t_2) & \ddots & \dots & \vdots \\ \dots & \dots & 0 & -\frac{C(t_{n-1})}{h_n} & \frac{C(t_n)}{h_n} + G(t_n) \end{bmatrix}$$

Этот вариант лучше работает для более нелинейных схем по сравнению с предобуславливателем из конечных разностей, но является более дорогостоящим для применения, поскольку для каждого решения с подобным предобуславливателем требуется другой набор итераций подпространств Крылова.

Таким образом, можно сделать вывод, что использование методов Крылова для решения СЛАУ при анализе схем методом гармонического баланса является весьма эффективным, так как:

- использование алгоритмов подпространств Крылова позволяет расширить размер анализируемой методом гармонического баланса схемы на 2-3 порядка;

- в большинстве практических случаев дополнительной проблемы сходимости для линейных систем не возникает, а число итераций, обеспечивающих заданную погрешность, как правило, много меньше размерности задачи;

- практические результаты подтверждают высокую производительность методов Крылова при сохранении требуемого уровня надежности сходимости;

- эффективность метод гармонического баланса для расчета нелинейных радиотехнических схем достигается за счет применения итерационных методов решения высокоразмерных линейных систем уравнений с предобуславливанием.

Библиографический список

1. Kundert K.S., White J.K., Sangiovanni-Vincentelli A. Steady-State Methods for Simulating Analog and Microwave Circuit. Kluwer Academic Publishers, 1990.
2. Vittorio Rizolli, Alessandro Lipparini, Alessandra Costanzo. State-of-the-Art Harmonic-Balance Simulation of Forced Nonlinear Microwave Circuit by the Piecewise Technique. IEEE Trans on Microwave Theory and Techniques. Vol. 40, # 1, January 1992.
3. Ланцов В.Н., Меркутов А.С. Алгоритм анализа почти-периодических сигналов в нелинейных радиосистемах. - Радиоэлектроника и системы связи, т.33, 1990, #6, с.12-27.
4. Ортега Дж. Рейнболдт. Итерационные методы решения нелинейных систем уравнений со многими неизвестными. М., Мир, 1975.
5. Feldman P., Melville B., Long D. Efficient Frequency Domain Analysis of Large Nonlinear Analog Circuits. IEEE 96 Custom Integrated Circuits Conf.
6. Икрамов Х.Д. Разреженные матрицы. В сб. "Итоги науки и техники. Математический анализ", т. 20, 1982, с. 179-260.
7. Saad Y., Shultz. GMRES: A general minimal residual algorithm for solving nonsymmetric linear systems SIAM J. Sci. and Statist. Comput., 1986, 7, n.3, pp. 856-869.
8. Dong W. and Li P.. Hierarchical harmonic-balance methods for frequency-domain analog-circuit analysis. IEEE Trans. Computer-Aided Design, 26:2089–2101, Dec. 2007.

KRYLOV NUMERICAL METHODS FOR SOLVING SLAE IN ANALYSIS OF SCHEMES IN HARMONIC BALANCE

Lantsov V.N., Osipova G.I.

Vladimir State University, galochka265@gmail.com

Currently in the field of electronics there is an unprecedented rate of growth of the market of integrated circuits for mobile and wireless communications (especially mobile). Lack of effective and reliable methods of analysis of RF nonlinear circuits in the integrated design leads to difficulties and long terms of integrated circuits design.

Currently harmonic balance method (GB) is a common means of modeling of nonlinear modeling of the radio. In the method of harmonic balance for the solution of a mathematical model of the integrated circuit in the General form, i.e. in the form of SNDU, it is necessary at each point in time t_n solve SNAU methods of Newton. At each iteration step of this method solves the system of linear equations.

The main constructive idea that confirmed the practical ability to significantly reduce computational costs without compromising other numerical characteristics associated with the use of iterative algorithms based on the methods of Krylov subspaces. Practical algorithms, as a rule, are a combination of methods Krylov subspaces and preconditioning, which is a subsidiary operation, aimed at improving the computational properties of the original matrix without distortion of the final result. Successful choice of precondition depends computational efficiency solutions. This article describes the most effective preconditions for Krylov methods when solving problems by the method of harmonic balance, describes their advantages, disadvantages and applicability. Characterized most common methods of Krylov subspaces and proved the efficiency of their use for such tasks.

АНАЛИТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ЧЕТВЕРТЬВОЛНОВОГО РЕЗОНАТОРНОГО СЕНСОРА ДЛЯ КОНТРОЛЯ ПАТОЛОГИЙ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

Слипченко Н.И., Панченко А.Ю., Бородкина А.Н.
Харьковский национальный университет радиозлектроники
ania_b@ukr.net

Исследования особенностей взаимодействия электромагнитных волн с биологическими объектами и возможности использования для ранней диагностики относятся к области наиболее важных и перспективных направлений медицины [1]. Одним из путей решения проблемы ранней диагностики является исследование физико-химических и физиологических характеристик биообъекта. Поскольку основные патологические изменения происходят на уровне клетки, в том числе на уровне клеточной мембраны. В настоящее время актуальность подтверждается большим процентом сердечно-сосудистых заболеваний населения и в обеспечении оперативной, достоверной диагностики.

Анализ систем регуляции клеток путем оценки функциональной активности мембранно-рецепторного комплекса по соотношению связанной и свободной воды в биологических объектах человека позволяет выявить изменения при разных стадиях развития сердечно-сосудистой патологии и определить пути их лечения [2]. Наиболее информативные СВЧ методы определения соотношения связанной и свободной воды предполагают проведение измерений в частотном диапазоне релаксации молекул воды, то есть вблизи частоты 10 ГГц. Молекула воды представляет собой диполь. В переменном электрическом поле ее релаксационные свойства определяются ее механическими характеристиками. Измерение комплексного значения диэлектрической проницаемости $\hat{\epsilon}_a = \epsilon_a(1 - j\tau\omega)$ биологических объектов в этом диапазоне позволяет по состоянию молекул воды не только получить оперативную информацию о заболевании, но и при направленном действии биорегуляторов выбрать наиболее эффективные пути лечения и определить оптимальные дозы препаратов с учетом индивидуальных особенностей человека [3]. В качестве индикатора для исследования молекулярных механизмов систем регуляции клеток можно использовать эритроциты крови человека. Являясь высокоспециализированными клетками, эритроциты претерпевают серьезные изменения структуры, что может быть использовано для его ранней диагностики [4]. Предпринимались попытки проведения СВЧ измерений, в которых необходимо строго выдерживать размеры образца, его положение в измерительном устройстве. Поэтому недостатками данной методики является наличие весьма болезненного этапа получения биологических проб пациента необходимого объема.

Волноводные методы требуют образцов, размеры которых соизмеримы с длиной волны, поэтому предпочтительно использование резонаторных методов, как наиболее чувствительных к изменениям параметров исследуемого объекта. Это позволяет уменьшить объем биообъекта при сохранении необходимой точности измерений. По условиям эксплуатации наиболее удобными являются четвертьволновые резонаторные измерительные преобразователи (РИП), допускающие внешнее расположение образца. Данный тип РИП нашел свое применение в ряде областей, в частности, в ближнеполевой микроволновой микроскопии. В ее основе лежит использование микрозондовых структур, которые формируют локализованные электромагнитные поля, взаимодействующие с исследуемыми объектами [5]. Пространственная разрешающая способность при этом определяется не длиной волны, а конструкцией микрозонда и может достигать наноразмерного уровня. Поэтому применение таких зондов в клинической практике позволяет при выборе объема биообъекта руководствоваться только биологическими критериями.

При изменении комплексного значения диэлектрической проницаемости образца в широком диапазоне возникают области существенного снижения информативности измерений. Это обусловлено изменением крутизны функции связи между параметрами образца и выходными интегральными параметрами РИП – резонансной частотой f и добротностью Q . Уменьшить негативное воздействие этих факторов можно оптимальным выбором конструктивных параметров СВЧ сенсора на основе РИП.

Экспериментальное определение необходимых параметров сенсора является длительным, многоэтапным процессом и требует значительных материальных и временных затрат. Поэтому актуальной становится задача построения адекватных моделей, позволяющих определять характеристики и иметь возможность теоретической калибровки данного вида сенсоров.

Выбор эритроцитов в качестве модельного объекта позволяет сформулировать требования к конструкции СВЧ сенсора. В данном случае форма и размеры образца будут определяться кюветой, которая должна находиться в максимуме электрического поля СВЧ системы. При этом желательно сохранить возможность аналитического решения электродинамической задачи. Четвертьволновые коаксиальные РИП в наибольшей степени отвечают не только требованиям минимизации объемов проб и проведения поточных измерений, но и требованиям построения адекватной аналитической модели. Для этого кювета и рабочая часть сенсора должны иметь правильную геометрическую форму.

Выполнение открытого конца РИП в виде коаксиальной измерительной апертуры (КИА) позволило для построения аналитической модели использовать известные математические методы. В их основе лежит строгое представление функций Грина в коаксиальных и круглых цилиндрических областях [6,7], и метод частичных областей [8]. Для решения задач микрондальных структур удобным оказался метод заданного поля [9]. Этот метод позволяет интегральные параметры РИП (f и Q) заменить комплексным значением эквивалентной сосредоточенной емкости КИА \dot{C} , но электродинамическая, волновая основа решения сохраняется. Метод заданного поля хотя и дает приближенное решение, но он во всех практически важных случаях обеспечивает необходимую точность и существенно упрощает аналитические выкладки. Тем не менее, даже при его использовании построение адекватной модели остается весьма сложным, а конечный результат крайне громоздким. Поэтому, несмотря на то, нет принципиальных преград, обычно ограничиваются решением конкретных задач, условия которых формулируются на основе субъективных представлений. Данная работа тоже не претендует на всеобъемлющее решение и объективную формулировку. Здесь рассматривается возможность представлении распределений электрического поля внутри образца, что необходимо для учета неоднородности биологических проб, а полученный результат и является элементом следующих этапов общего решения задачи.

Геометрические схемы некоторых вариантов выполнения КИА и помещения кюветы с образцом представлены на рис.1, а-г.

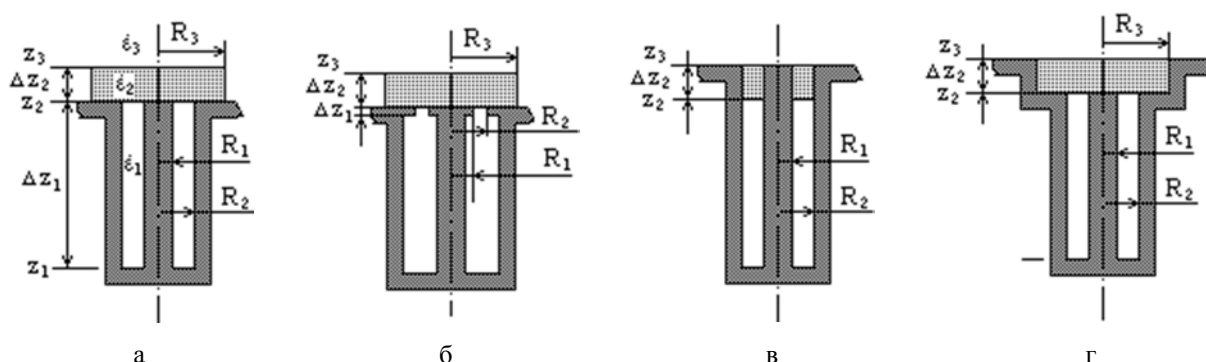


Рисунок 1 - Геометрические схемы КИА и помещения кюветы

На рис.1 б-г показаны только изменения относительно рис.1 а. Везде показан только образец (слой Δz_2), влияние возможных зазоров и кюветы для помещения пробы можно учесть при дальнейшем уточнении модели.

Как видно из представленных схем имеется достаточное разнообразие вариантов, которые будут отличаться чувствительностью, рабочим диапазоном частот, диапазоном измерения, точностью, вкладом различных участков образца в результат измерений и прочими параметрами. Причем, здесь рассматриваются, только КИА, образованные круглыми цилиндрами. Конические и другие, более сложные формы также не рассматриваются.

Для всех представленных схем КИА и расположения образца основные соотношения для аналитических моделей КИА можно получить на основании выражений тензорных функций Грина уравнений Максвелла для цилиндрических областей [6,7]. В нашем случае достаточно использовать выражения тензорных функций для трех видов элементарных областей: открытой по r , при $z \geq z_3$ и Δz_2 при $R_3 \rightarrow \infty$ (рис.1 а, б), коаксиальной – $R_1 = \text{const}$, $R_2 = \text{const}$ (Δz_2 на рис.1 в) и цилиндрической – $R_3 = \text{const}$ (Δz_2 на рис.1 в).

При возбуждении РИП на основной моде распределение компонент ЭМП в индуктивной части резонатора (Δz_1 на рис.1 а) хорошо совпадает с полем ТЕМ волны в коаксиальной линии. В простейшем случае использования приближения заданного поля электрическую компоненту $E_r(r, z)$ в плоскости апертуры z_2 можно считать равной $E_r(r, z_2) = U_0/r$, где U_0 – произвольное напряжение. Как показано ранее, реальное распределение поля может несколько отличаться от заданного [10]. Однако это позволит определить интегральные характеристики КИА и РИП через комплексные значения эквивалентной емкости \dot{C} . Точность такой замены удовлетворяет большинству приложений. Чтобы продолжить уточнение решения и учесть специфику исследования клинических проб, необходимо распространить эту методику на другие случаи.

В открытой рабочей области сенсора (рис.1 а, б) и при $R_3 \rightarrow \infty$ связь между электрическим и магнитным полем выражается следующим соотношением [6,9]:

$$H_{\varphi}(r, z) = -j\omega\varepsilon_0\dot{\varepsilon}_2 \int_{z_1}^{z_2} \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} \frac{\frac{\partial}{\partial r}(\chi_{\infty}(r)) \frac{\partial}{\partial r'}(\chi_{\infty}(r'))}{\lambda_{0,\infty} k_{0,\infty}^2} g(z, z') E_r(r', z') r' dkdr' d\varphi' dz', \quad (1)$$

где ε_0 – диэлектрическая постоянная;

$\dot{\varepsilon}_2$ – комплексное значение относительной диэлектрической проницаемости образца;

$$k_{0,\infty} = \kappa; \gamma_{0,\infty} = \sqrt{\kappa^2 - \dot{\varepsilon}_2 k_0^2}; \lambda_{0,\infty} = \frac{2\pi}{\kappa}; \chi_{\infty}(r) = J_0(\kappa r);$$

$g(z, z')$ – продольная компонента функции источника.

Согласно [6] $g(z, z')$ равна:

$$g(z, z') = \frac{1}{\gamma_{0,\infty} \operatorname{sh} \gamma_{0,\infty} \Delta z_2} \begin{cases} \operatorname{ch} \gamma_{0,\infty} z \operatorname{ch} \gamma_{0,\infty} (\Delta z_2 - z') & \text{при } z < z' \\ \operatorname{ch} \gamma_{0,\infty} z' \operatorname{ch} \gamma_{0,\infty} (\Delta z_2 - z) & \text{при } z > z' \end{cases} \quad (2)$$

Первый множитель подынтегральной функции в (1) представляет собой поперечную компоненту функции источника. Переменные интегрирования по объему области отмечены штрихами, собственные значения κ непрерывны на интервале $[0, \infty]$.

Для основной моды РИП интегрирование по азимуту в (1) даст множитель 2π . Кроме того, можно исключить интегрирование по z . Реальный источник находится в индуктивной части РИП и при использовании метода частичных областей он заменяется виртуальными источниками в плоскостях z_2 и z_3 . Параметры этих источников определяются свойствами самого слоя Δz_2 и прилегающих областей. Зная источники на верхней и нижней границе образца можно построить распределение поля внутри.

В простейшем случае приближения заданного поля – $E_r(r, z_2) = U_0/r$. Если кювета сверху накрыта металлом, то $E_r(r', z_3) = 0$. При $R_3 \gg R_2$ (рис.1 а,б) выражения для поля в образце аналогичны выражениям для свободного пространства. Тогда для $H_{\varphi}(r, z_2 + 0)$ непосредственно над границей z_2 имеем:

$$H_{\varphi}(r, z_2 + 0) = -j\omega\varepsilon_0\dot{\varepsilon}_2 \int_0^{\infty} \int_0^{\infty} J_1(\kappa r) J_1(\kappa r') \frac{\kappa r'}{\gamma_{0,\infty}} E_r(r', z_2) \operatorname{ctg}(\gamma_{0,\infty} \Delta z_2) \kappa dkdr', \quad (3)$$

При толстом слое Δz_2 выражение упрощается так как $\operatorname{ctg}(\gamma_{0,\infty} \Delta z_2) \rightarrow 1$. В остальных случаях поле под границей z_3 открытой области (рис.1 а,б) определяется на основании (1). Для других форм КИА (рис.1 в, г) согласно выражению:

$$H_{\varphi}(r, z_3 - 0) = -j\omega\varepsilon_0\dot{\varepsilon}_2 \int_{R_1}^{R_2} \sum_n \frac{2\pi}{\lambda_{0,n}^q (k_{0,n}^q)^2} \frac{\partial}{\partial r}(\chi^q(r)) \frac{\partial}{\partial r'}(\chi^q(r')) \frac{r'}{\gamma_{n0}^q} \times \\ \times [E_r(r', z_2) \operatorname{csh}(\gamma_{0,n}^q \Delta z_2) - E_r(r', z_3) \operatorname{cth}(\gamma_{0,n}^q \Delta z_2)] dr', \quad (4)$$

Верхние индексы q обозначают рабочую область. Для коаксиальной рабочей области (рис.1 в, обозначена мелким индексом «1»):

$$k_{0,n_1}^q - n_1\text{-й корень уравнения } Y_0(k_{0,n_1}^q R_2) \cdot J_0(k_{0,n_1}^q R_1) - Y_0(k_{0,n_1}^q R_1) \cdot J_0(k_{0,n_1}^q R_2) = 0,$$

$$\chi^q(r) = Y_0(k_{0,n_1}^q R_1) \cdot J_0(k_{0,n_1}^q r) - Y_0(k_{0,n_1}^q r) \cdot J_0(k_{0,n_1}^q R_1);$$

$$\lambda_{0,n_1}^q = 0,5 \cdot R_2^2 \cdot [Y_0(k_{0,n_1}^q R_1) \cdot J_1(k_{0,n_1}^q R_2) - Y_1(k_{0,n_1}^q R_2) \cdot J_0(k_{0,n_1}^q R_1)]^2 - \\ - 0,5 \cdot R_1^2 \cdot [Y_0(k_{0,n_1}^q R_1) \cdot J_1(k_{0,n_1}^q R_1) - Y_1(k_{0,n_1}^q R_1) \cdot J_0(k_{0,n_1}^q R_1)]^2;$$

$$\gamma_{0,n_1}^q = \sqrt{(k_{0,n_1}^q)^2 - \dot{\varepsilon}_2 k_0^2}, \text{ при } n_1 = 1, 2 \dots;$$

k_0 – постоянная распространения в свободном пространстве,

$$\text{при } n_1 = 0: \chi^q(r) = \ln(k_0 r), \gamma_{00}^q = \sqrt{-\dot{\varepsilon}_2 k_0^2}, \lambda_{00}^q = \ln(R_2/R).$$

Для цилиндрической рабочей области (рис.1 г, обозначена мелким индексом «2»):

$$k_{0,n_2}^q - n_2\text{-й корень уравнения } J_0(k_{0,n_2}^q R_3) = 0$$

$$\chi^q(r) = J_0(k_{0,n_2}^q r),$$

$$\lambda_{0,n_2}^q = 0,5 \cdot R_3^2 \cdot J_1^2(k_{0,n_2}^q R_3)$$

$$\gamma_{0,n_2}^q = \sqrt{(k_{0,n_2}^q)^2 - \epsilon_2 k_0^2}, \quad n_2 = 1, 2 \dots$$

В соответствии с граничными условиями тангенциальные составляющие ЭМП над и под границей z_3 равны. Записывая (3) для $H_\varphi(r, z_3 + 0)$ и приравнявая его (4), получаем для $E_r(r', z_3)$ следующее соотношение:

$$E_r(r', z_3) = \frac{E_r(r', z_2) \times 2\pi \epsilon_2 \sum_n \frac{\frac{\partial}{\partial r} \chi^q(r) \frac{\partial}{\partial r} \chi^q(r')}{\lambda_{0n}^q k_{0n}^2 \gamma_{0n} \operatorname{sh}(\gamma_{0n} \Delta z_2)}}{2\pi \epsilon_2 \sum_n \frac{\frac{\partial}{\partial r} \chi^q(r) \frac{\partial}{\partial r} \chi^q(r')}{\lambda_{0n}^q k_{0n}^2 \gamma_{0n}} \operatorname{cth}(\gamma_{0n} \Delta z_2) + \epsilon_3 \int_0^\infty J_1(\kappa r) J_1(\kappa r') \frac{\kappa}{\gamma_0} \operatorname{cth}(\gamma_{0,\infty} \Delta z_3)}, \quad (5)$$

Здесь мелкие индексы не проставлены, так как данное выражение справедливо для цилиндрической и коаксиальной кювет. Для открытых областей (рис.1 а,б) это соотношение упрощается до

$$E_r^\infty(r', z_3) = E_r^\infty(r', z_2) \frac{\operatorname{csh}(\gamma_{0,\infty}^q \Delta z_2)}{\operatorname{cth}(\gamma_{0,\infty}^q \Delta z_2) + \frac{\epsilon_3 \gamma_{0,\infty}^q}{\epsilon_2 \gamma_{0,\infty}} \operatorname{cth}(\gamma_{0,\infty} \Delta z_3)}, \quad (6)$$

Таким образом, интегрирование по z в (1) заменяется суммой двух источников на границах z_2 и z_3 , а поле $E_r(r', z_3)$ выражается через $E_r(r', z_2)$.

Для рабочей области в виде цилиндра (рис.1 г) при $f=10\text{GGz}$, $R_1=1\text{mm}$, $R_2=2\text{mm}$, $R_3=3\text{mm}$, $\Delta z_2=1,5\text{mm}$, $\epsilon_2=10$, $\operatorname{tg}\delta_2=0,1$, $U_0=1\text{V}$ и воздушном заполнении РИП и свободного пространства распределение $H_\varphi(r, z)$ в образце представлено на рис.2. Распределение электрического поля $\vec{E}(r, z)$ определяется через вычисленное поле $H_\varphi(r, z)$ согласно первому уравнению Максвелла:

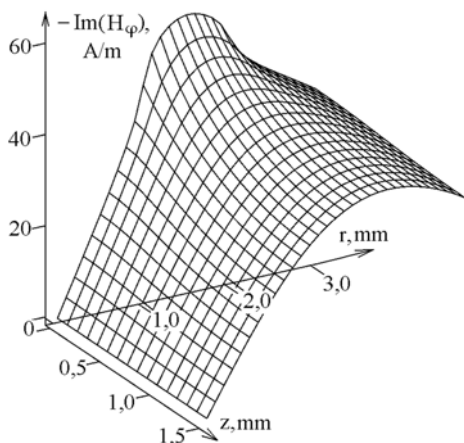


Рисунок 2 – Поле в образце

$$\vec{E}^H(r, z) = \frac{\operatorname{rot} H_\varphi(r, z)}{j\omega \epsilon_0 \epsilon_2} = \frac{1}{j\omega \epsilon_0 \epsilon_2} \left[-\vec{r}_0 \frac{\partial H_\varphi}{\partial z} + \vec{z}_0 \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (r H_\varphi) \right], \quad (7)$$

На основании результатов приведенных в [9] для эквивалентной емкости КИА можно получить следующую зависимость:

$$\dot{C} = \frac{-j4\pi}{\omega U_0^2 \ln^2(R_2/R_1)} \int_{R_1}^{R_2} H_\varphi(z_2, r') U_0 dr', \quad (8)$$

Аналогичным образом рассчитывается распределение компонент поля и эквивалентная емкость КИА для других форм рабочей области (рис.1 а-б).

Расчитанное согласно (7) распределение $E_r(r, z=0)$ в плоскости апертуры будет несколько отличаться от заданного U/r .

Но это изменение внесет в полученное значение \dot{C} погрешность второго порядка малости, так как наибольший вклад в изменение $E_r(r, z=0)$ вносит вторая гармоника поля. Существенно

уменьшить ее влияние можно выбрав плоскость заданного поля (z_0) в коаксиальной части РИП ($z_1 < z_0 < z_2$). При этом в модели появится, коаксиальная область $\Delta z_0 = z_2 - z_0$. Ее включение в расчеты происходит по аналогичной методике, с соответствующим изменением выражений (3)-(5).

Дальнейшие расчеты показали, что наибольшей чувствительностью обладает КИА, изображенная на рис. 1 б, но при этом необходимо подобрать размер Δz_1 . Наиболее равномерное поле у КИА рис.1 в, но наличие центрального стержня в объеме кюветы усложнит процесс поточных измерений.

Библиографический список

1. Щеголева Т.Ю. Исследование биологических объектов в миллиметровом диапазоне радиоволн / Т.Ю. Щеголева // – К.: Наукова думка.-1996.-182 с.
2. Введение в биомембранологию / Под ред. А.А. Болдырева. – М.: Изд-во МГУ, 1990. – 208с.
3. Стрюк Р.И. Адренореактивность и сердечно-сосудистая система / Р.И. Стрюк, И.Г Длусская. // М.: Медицина. – 2003. – 160с.
4. Авакян О.М. Фармакологическая регуляция функции адренорецепторов / О.М. Авакян // М.: Медицина. - 1988. – 256 с.

5. Chen L.F. Microwave Electronics. Measurements and Materials Characterization / Chen L.F., Ong C.K., Neo C.P. et al. // John Wiley & Sons, Ltd., 2004. - 537p.
6. Панченко Б.А. Тензорные функции Грина уравнений Максвелла для цилиндрических областей / Б.А. Панченко. // Радиотехника. – 1970. – Вып. 15. – С. 82–91.
7. Tai C.T. Dyadic Green's functions for a coaxial line / C. T. Tai. // IEEE Trans. of Antennas and Propagation. – 1983. – Vol. 48, N 2. – P. 355–358.
8. Кисунько Г.В. Электродинамика полых систем / Г.В. Кисунько // Л.: Изд. ВКАС. - 1949. – 426 с.
9. Гордиенко Ю.Е., Панченко А.Ю., Фар Р.С. Приближение заданного поля в задачах определения характеристик резонаторных СВЧ- датчиков апертурного типа // Радиотехника. – 1998.– Вып. 107. – С. 93-103.
10. Панченко А.Ю. Моделирование СВЧ измерителя параметров веществ резонаторного типа с малой апертурой // Радиотехника. – 1998. – Вып. 108. – С.118-121.
- 11.

ANALYTICAL MODEL OF THE QUARTER WAVE COAXIAL RESONATOR SENSOR FOR MONITORING PATHOLOGY OF THE CARDIOVASCULAR SYSTEM

Slipchenko N., Panchenko A., Borodkina A.
Kharkiv National University of Radio Electronics, ania_b@ukr.net

Text of annotation: Research of biological objects of the person and measurement of dielectric permeability is one of aspects of a solution of the problem of diagnostics of cardiovascular diseases and a choice of an optimum way of their treatment. The technique of creation of analytical model of a quarter wave coaxial resonator sensor with an external arrangement of a biological sample is considered. Results of calculation of a field in the working space of a sensor are shown. Paths of exercise of theoretical calibration of this type of sensors are defined.



ПРОГНОЗИРОВАНИЕ ПОВЕДЕНИЯ БИСЛОЙНЫХ ФУЛЛЕРЕНОВ С ВНЕШНЕЙ ИКОСАЭДРИЧЕСКОЙ ОБОЛОЧКОЙ

Глухова О.Е., Слепченков М.М., Колесникова А.С., Шунаев В.В.
Саратовский Государственный Университет vshunaev@list.ru

Благодаря своим физико-химическим свойствам фуллерены привлекают внимание многих исследователей и находят свое применение в самых различных отраслях. В последнее время большое внимание уделяется исследованию новых материалов на основе фуллеренов – углеродных онионов, представляющих собой вложенные друг в друга концентрические оболочки фуллеренов [1,2,3]. Несмотря на большое количество работ в области исследования многооболочечных фуллеренов, большинство из них посвящено исследованию топологии объектов/

В данной работе проведено исследование закономерностей поведения фуллеренов C_{20} и C_{60} внутри внешней икосаэдрической оболочки на примере углеродных нанокластеров $C_{20}@C_{240}$ и $C_{60}@C_{540}$. Целью работы является выявление закономерностей движения малых фуллеренов в нанопространстве большого икосаэдрического внешнего фуллерена, в том числе выявление пространственной конфигурации многоямого потенциала взаимодействия двух объектов и прогнозирование возможного туннелирования внутреннего объекта между потенциальными ямами.

Метод исследования

Компьютерное моделирование поведения внутреннего фуллерена в углеродных нанокластерах с икосаэдрической внешней оболочкой осуществлялось молекулярной динамикой с использованием метода на основе потенциала Бреннера для расчета полной энергии. В рамках данного подхода полная энергия E_{tot} системы представляется суммой трех термов [4]:

$$E_{tot} = E_b + E_{tors} + E_{vdW} \quad (1)$$

Терм E_b представляет энергию химически взаимодействующих атомов и описывается потенциалом Бреннера[5]. Терм E_{tors} в (1) представляет энергию торсионного взаимодействия на связи $i-j$, которая

определяется величиной угла между двумя гранями, общим ребром которых является связь $i-j$. Таким образом, этот терм рассчитывается с учетом атомов первой и второй групп по отношению к i -му. Энергия торсионного взаимодействия играет большую роль при расчете атомной структуры и механических свойств деформаций неплюских систем, какими становятся в частности графеновые нанопластины при деформациях изгиба.

Терм E_{vdW} (1) описывает ван-дер-ваальсовое взаимодействие несвязанных атомов:

$$E_{vdW} = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{Nat} \left(\sum_{j(\neq i)} V_{vdW}(r_{ij}) \right). \quad (2)$$

Для расчета энергии ван-дер-ваальсового взаимодействия i -ого атома с атомами третьей группы использовался потенциал Морзе:

$$V_{Morse}(r_{ij}) = D_e \left(\left(1 - \exp(-\beta(r_{ij} - r_e)) \right)^2 - 1 \right) + E_r \cdot \exp(-\beta' r_{ij}), \quad (3)$$

где D_e – равновесная энергия связи для данного типа взаимодействующих атомов, r_e – равновесное расстояние между атомами, E_r – энергия, представляющая межъядерное отталкивание, β и β' – величины, обратные характерным межатомным расстояниям для взаимодействующих атомов (для углеродных структур, подобных графиту, $D_e=0.0065$ eV, $E_r=0.00694$ eV, $r_e=0.405$ nm, $\beta=10$ nm⁻¹, $\beta'=40$ nm⁻¹ [13]).

Результаты и дискуссия

Основному состоянию нанокластера $C_m@C_n$ с икосаэдрической внешней оболочкой отвечает позиционирование фуллерена C_m вблизи одной из двенадцати вершин базового икосаэдра, составляющего основу каркаса фуллерена. Этой ориентации C_m соответствует энергия E_1 взаимодействия фуллереновых слоев нанокластера. Потенциальные ямы с энергией E_1 образуют икосаэдр, в любой из вершин которого с равной вероятностью может находиться фуллерен C_m . Тридцать потенциальных ям с большей энергией E_2 , расположенные вблизи середин ребер базового икосаэдра клетки фуллерена, образуют в пространстве роклар. Двадцать идентичных потенциальных ям с еще большей энергией E_3 , расположенных у центра грани базового икосаэдра, образуют пентагональный додекаэдр.

Численные значения $E_{1,2,3}$ для наночастицы $C_{20}@C_{240}$, найденные с помощью формулы (1), приведены в таблице 1. В ней также содержатся энтальпия наночастицы $C_{20}@C_{240}$, теплота реакции, смещение d_1 внутреннего фуллерена от центра масс внешнего, расстояние d_2 между соседними ближайшими потенциальными ямами, все эти величины соответствуют основному состоянию.

Таблица 1 - Некоторые геометрические и энергетические параметры нанокластера $C_{20}@C_{240}$

$\Delta H, \frac{\text{ккал}}{\text{моль} \cdot \text{атом}}$		7.36
$\Delta H_{\text{реак}}(C_n + C_m \rightarrow C_m@C_n) \frac{\text{ккал}}{\text{моль} \cdot \text{атом}}$		25.72
Вершины базового икосаэдра	$d_1, \text{Å}$	1.87
	$d_2, \text{Å}$	0
	$E_1, \text{эВ}$	1.126
Центры ребер базового икосаэдра	$d_1, \text{Å}$	1.84
	$d_2, \text{Å}$	7
	$E_2, \text{эВ}$	1.114
Центры граней базового икосаэдра	$d_1, \text{Å}$	1.83
	$d_2, \text{Å}$	8
	$E_3, \text{эВ}$	1.113

Из данных таблицы находим, что значению $E_2 - E_1 = 0,012$ эВ соответствует $T=154$ К, а $E_3 - E_1 = 0,013$ эВ – температура $T=218$ К. Температурный интервал 290 К отвечает потенциальному барьеру между минимумами с энергиями E_2 и E_3 . Таким образом, можно прогнозировать, что повышение температуры до 154 К индуцирует туннельный переход между потенциальными ямами с энергиями E_1 и E_2 . Дальнейшее повышение температуры до 218-289 К будет приводить к туннелированию из первой ямы с энергией E_1 в E_3 или в E_2 . То есть будет диффузия C_{20} между этими тремя ямами без туннелирования между E_2 и E_3 .

Дальнейшее повышение температуры до 300 К и выше приводит к изменению траектории диффузии C_{20} : теперь фуллерен будет туннелировать между тремя потенциальными ямами E_1 , E_2 и E_3 со всеми возможными вариантами туннелирования между ямами. Увеличение температуры сопровождается непрерывным ростом частоты перескоков между потенциальными минимумами.

Аналогичные расчеты были проведены для наночастицы $C_{60}@C_{540}$ (см. таблицу 2).

Таблица 2 - Некоторые энергетические и геометрические параметры наночастицы $C_{60}@C_{540}$

$\Delta H, \frac{\text{ккал}}{\text{моль} \cdot \text{атом}}$		6.79
$\Delta H_{\text{реш}}(C_b + C_m \rightarrow C_m @ C_m) \frac{\text{ккал}}{\text{моль} \cdot \text{атом}}$		2.00
Вершины базового икосаэдра	$d_1, \text{Å}$	4.04
	$d_2, \text{Å}$	4.25
	$E_1, \text{эВ}$	1.972
Центры ребер базового икосаэдра	$d_1, \text{Å}$	3.71
	$d_2, \text{Å}$	2.74
	$E_2, \text{эВ}$	1.691
Центры граней базового икосаэдра	$d_1, \text{Å}$	3.67
	$d_2, \text{Å}$	2.62
	$E_3, \text{эВ}$	1.643

Из таблицы можно найти значение температуры $T=3261.3$ К, соответствующее переходу из E_2 и E_1 $E_2 - E_1 = 0.275$ эВ, и температуру $T=3818.4$ К, соответствующую переходу из E_3 в E_1 $E_3 - E_1 = 0.329$ эВ. Температурный интервал 557.1 К соответствует потенциальному барьеру между минимумами энергий E_2 и E_3 . Известно, что разрушение углеродных наноструктур наступает при достижении температуры свыше 2000 К.

Таким образом, можно сделать вывод, что единственный возможный вариант для движения между ямами будет достижим, если фуллерен C_{60} изначально будет находиться в потенциальной яме с энергией E_2 . Тогда при повышении температуры до 558 К и выше C_{60} сможет туннелировать между позициями с энергий E_2 и E_3 . Помещение C_{60} изначально в яму с энергией E_2 возможно при определенных условиях синтеза наночастицы $C_{60}@C_{540}$.

Возможно, существуют и другие двухслойные фуллерены, обладающие подобным свойством. Однако, наши оценки показывают, что таких фуллеренов будет немного. Мы рассмотрели несколько двухслойных фуллеренов с внешней оболочкой в форме икосаэдра. Их энергетические параметры (энтальпия образования, энергии E_1 , E_2 and E_3) представлены в таблице 3.

Таблица 3 - Некоторые энергетические и геометрические параметры нанокластеров $C_m @ C_n$ с икосаэдрической внешней оболочкой

Нанокластеры с нецентр. эффектом	$C_{20}@C_{180}$	$C_{20}@C_{540}$	$C_{60}@C_{540}$	$C_{80}@C_{540}$
$\Delta H_{\text{обр}}, \text{ккал/моль}$ $C_m + C_n \rightarrow C_m @ C_n$	-40,29	-12,33	-2,00	-71,78
$E_1, \text{эВ}$	-1,734	-0,869	-1,972	-2,569
$E_2, \text{эВ}$	-1,700	-0,665	-1,691	-2,288
$E_2 - E_1, \text{К}$	394.6	2367.6	3261.3	3261.3
$E_3, \text{эВ}$	-1,699	-0,658	-1,643	-2,270
$E_3 - E_2, \text{К}$	11.6	81.2	557.1	208.9
$E_3 - E_1, \text{К}$	406.2	2448.9	3818.4	3470.2

Библиографический список

1. Q. Zou, Y. G. Li, B. Lv, M. Z. Wang, L. H. Zou, Y. C. Zhao, *Inorg. Mater.* **2010**, *46*, 127-131.
2. Y. Yang, X. Liu, X. Guo, H. Wen, B. Xu, *J. Nanopart. Res.* **2011**, *13*, 1979-1386.
3. D. Fu, X. Liu, X. Lin, T. Li, H. Jia, B. Xu, *J. Mater. Sci.* **2007**, *42*, 3805-3809.
4. O.E. Glukhova, *J. Mol. Model.* **2011**, *17*, 573-576.
5. D. Brenner, *Phys. Rev. B.* **1990**, *42*, 9458

PREDICTING OF BEHAVIOR OF BILAYER FULLERENES WITH ICOSAHEDRAL OUTER SHELL

Glukhova O.E., Slepchenkov M.M., Kolesnikova A.S., Shunaev V.V.
Saratov State University vshunaev@list.ru

The models of two-shell fullerenes $C_{20}@C_{240}$ and $C_{60}@C_{540}$ were considered by method of molecular dynamic. The feature of such fullerenes is that at low temperatures the internal fullerene will move in a certain way: between the potential wells. We determined a topology of the relative fullerenes positioning in the nanoparticle. By the analysis of relief of energy surface of interaction between fullerenes we predicted a moving of the internal object between potential wells and these moving regularities.

To check the prediction of moving the numerical simulation of C_{20} motion in the field of C_{240} was carried out. Molecular dynamics simulations confirmed our conclusions about regularities of C_{20} moving between potential wells. Thus, we can conclude that the analysis of the topology of the energy surface of van der Waals interaction between the nanoparticles components gives a true predictive picture of regularities of the internal molecule behavior. Experimental confirmation of the hypothesis can be obtained by the method of nuclear magnetic resonance (NMR).

Thermal fluctuations don't influence on distribution of potential wells. The cell of fullerenes deforms due to fluctuation mode. The main observed in fullerenes vibrational mode is "breathing". It does not break the symmetry of the atomic framework. The radius of the carcass changes within a few hundredths of an angstrom. We have carried out an estimation of change of potential barrier height between neighbor wells for the case of the main vibrational mode. Changes in the barrier height are only ± 0.005 eV that accords to 55 K and does not violate the picture of the distribution of the energy potential wells



ХАРАКТЕРИСТИКИ СВЕРТОЧНЫХ КОДОВ ПРИ «ПРИЁМЕ В ЦЕЛОМ»

Калыгина Л.А., Корнеева Н.Н.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, korneevanata@list.ru

Для повышения достоверности передачи информации при сохранении неизменными скорости передачи и энергетических параметров канала связи или снижения отношения сигнал/шум, требуемого для обеспечения заданной достоверности приема информации применяются коды, исправляющие ошибки. Помехоустойчивые коды позволяют для обеспечения значений допустимой вероятности ошибки порядка $10^{-5} - 10^{-7}$ снизить требуемое отношение сигнал/шум (Еб/No) на 6-8 дБ по сравнению с передачей без кодирования, т.е. получить энергетический выигрыш от кодирования (ЭВК), равный 6-8 дБ. Во многих случаях такое снижение является экономически эффективным. Так, в космических и спутниковых системах снижение требуемого для обеспечения заданной вероятности ошибки отношения (Еб/No) на 1 дБ по общепринятым оценкам эквивалентно снижению стоимости космического аппарата на 1 млн долл. США[3]. Таким образом, каждый выигранный децибел в отношении сигнал/шум в системе связи с низким энергетическим потенциалом может коренным образом расширить ее область применения.

В современных системах радиосвязи широко используются сверточные коды. В различных источниках [2] приводятся характеристики сверточных кодов, при этом для сравнения кодов используют зависимость вероятности битовой ошибки от отношения сигнал/ шум на бит. Известно, что при фиксированной битовой ошибке ЭВК кода увеличивается при увеличении кодового ограничения кода для постоянной скорости кодирования; при уменьшении скорости кодирования при фиксированном кодовом ограничении; декодирование с мягкими решениями дает выигрыш в 3дБ по сравнению с жесткими решениями. Характеристики кода (ЭВК) зависят от метода модуляции и алгоритмов демодуляции.

В таблицах приведены характеристики некоторых сверточных кодов, рассчитанные в приложении BERTool пакета Matlab.

Характеристики некодированной ЧМ2, сверточного кода со скоростью 1/2 и 1/3 при длине кодового ограничения 7 и некогерентном приеме представлены в таблице 1. Все результаты рассчитаны для битовой ошибки 10^{-4} . Сверточный код со скоростью 1/3 при жестких решениях имеет ЭВК на 0,01 дБ больше по сравнению с кодом со скоростью 1/2 при жестких решениях. При мягких решениях код со скоростью 1/3 имеет

ЭВК на 0,35дБ больше по сравнению с кодом со скоростью 1/2. И соответственно ЭВК сверточного кода со скоростью 1/2 при мягких решениях равен 5,23дБ, а при жестких решениях равен 1,55дБ. ЭВК сверточного кода со скоростью 1/3 при мягких решениях равен 5,58дБ, а при жестких решениях равен 1,56дБ.

Таблица 1.

	Некодированная ЧМ2	Жесткое решение		Мягкое решение	
		Скорость 1/2	Скорость 1/3	Скорость 1/2	Скорость 1/3
Еб/Но, дБ	12,28	10,73	10,72	7,05	6,7
ЭВК, дБ		1,55	1,56	5,23	5,58
Еб/Но,дБ (ЭВК=0)		9,7	9,57	4,68	3,63

В таблице 2 представлены характеристики когерентного и некогерентного приема сигналов ЧМ2 для кодов со скоростями 1/2 и 1/3. Все результаты рассчитаны для битовой ошибки 10^{-4} . Как видно при когерентном приеме у кода со скоростью 1/2 ЭВК составляет 2,62дБ, а у кода со скоростью 1/3 ЭВК составляет 3,23дБ. При некогерентном приеме показания ЭВК обоих кодов ниже. Так у кода со скоростью 1/2 ЭВК составляет 1,55дБ, у кода со скоростью 1/3 ЭВК составляет 1,56дБ.

Таблица 2.

	Когерентный приём			Некогерентный приём		
	Некодированная ЧМ2	Скорость 1/2	Скорость 1/3	Некодированная ЧМ2	Скорость 1/2	Скорость 1/3
Еб/Но, дБ	11,4	8,78	8,17	12,28	10,73	10,72
ЭВК, дБ		2,62	3,23		1,55	1,56
Еб/Но,дБ (ЭВК=0)		7	5,72		9,7	9,57

В таблице 3. представлены характеристики кода со скоростью 1/3 и скоростью 1/2 и длиной кодового ограничения 4 и 7. При длине кодового ограничения 7 у обоих кодов ЭВК больше чем при длине кодового ограничения 4. У кода со скоростью 1/3 и с длиной кодового ограничения 7 ЭВК равен 1,56дБ., а при длине кодового ограничения 4 ЭВК составляет 0,51дБ. Если рассматривать характеристики кода со скоростью 1/2 то видно, при длине кодового ограничения 7 ЭВК составляет 1,55дБ а при длине кодового ограничения 4 ЭВК равно 0,73дБ. Все расчеты производились при величине битовой ошибки 10^{-4} .

Таблица 3.

	Некодированная ЧМ2	Длина кодового ограничения 4		Длина кодового ограничения 7	
		Скорость 1/2	Скорость 1/3	Скорость 1/2	Скорость 1/3
Еб/Но, дБ	12,28	11,55	11,77	10,73	10,72
ЭВК, дБ		0,73	0,51	1,55	1,56
Еб/Но,дБ (ЭВК=0)		10,62	11,05	9,7	9,57

Каждая комбинация параметров имеет значение отношение сигнал/ шум на бит (E_b/N_0), при котором ЭВК кода равно 0, при меньших значениях отношения сигнал/шум применение кода ухудшает характеристики системы.

Особенностью некогерентного приема сигналов ЧМ является отклонение характеристик кодов от общих закономерностей: существует оптимальная скорость кодирования сверточных кодов, имеющая наибольшее ЭВК. Коды со скоростью 1/2 имеют лучшие характеристики по сравнению и с более медленными кодами (1/3) и с более быстрыми (2/3). Наиболее распространенным алгоритмом декодирования сверточных кодов является алгоритм Витерби, одним из основных моментов которого является расчет метрик переходов. Так как метрика перехода определяется путем сравнения блока принятых бит (длина блока равна n для кода со скоростью k/n) с битами перехода, улучшить характеристики системы можно увеличив вероятность правильного приема блока из n бит.

Вариантом решения является использование «приема в целом» для ортогональных сигналов. Суть метода заключается в преобразовании блока из n бит в один из 2^n ортогональных сигналов с последующим «приемом в целом». В качестве ортогональных сигналов предлагается использовать функции Уолша.

В работе показано, что при вероятности битовой ошибки, равной, например, 10^{-4} , что соответствует величине $h^2=12,3$ дБ, вероятность блоковой ошибки при посимвольном приеме равна $2 \cdot 10^{-4}$, а при «приеме в целом» это значение блоковой ошибки имеет место при $h^2=8,9$ дБ, т.е. энергетический выигрыш для кода 1/2 равен 3,4 дБ.

При битовой ошибке, равной 10^{-4} ($h^2=12,3$ дБ), вероятность блоковой ошибки при посимвольном приеме равна $3 \cdot 10^{-4}$, а при «приеме в целом» это значение достигается при $h^2=6,9$ дБ, т.е. энергетический выигрыш равен для кода 1/3 5,4дБ.

Учитывая, что одно и тоже значение эквивалентной битовой ошибки при посимвольном приеме получается при отношении сигнал/шум на бит большем, чем при «приеме в целом», а также, что при использовании свёрточных кодов энергетический выигрыш от кодирования увеличивается при уменьшении битовой ошибки (увеличении отношения сигнал/шум на бит), энергетический выигрыш от кодирования при переходе к «приему в целом» увеличивается.

CHARACTERISTICS OF CONVOLUTIONAL CODES IN THE «RECEPTION IN THE LARGE»

Kalygina L.A., Korneeva N.N.

Vladimir state University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, korneevanata@list.ru

The paper presents the characteristics of the signal FM2 the bitwise reception and for admission as a whole for noncoherent reception. Shows the ways of reduction of bit errors in the use of Walsh functions.



ВИРТУАЛЬНАЯ СВЧ ДИАГНОСТИКА ОТЕКА ГОЛОВНОГО МОЗГА

Бабогло В.М., Гаврилов В.М., Дементьев В.К., Смирнов Д.С.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, valerian.gavrilov@mail.ru

Отек головного мозга представляет собой полиэтиологическое патологическое состояние, при котором происходит аккумуляция внеклеточной и/или внутриклеточной жидкости, что приводит к увеличению объема мозга и прогрессированию его функциональной несостоятельности. Основным патофизиологическим проявлением отека головного мозга является рост внутричерепного давления (ВЧД).

Отек мозга – быстротечное заболевание и, если его вовремя и правильно не диагностировать, то в течение двух суток с момента начала развития он может привести к летальному исходу.

Рентген не позволяет осуществить подобную диагностику с необходимой степенью достоверности. Ультразвук оказывается неприменим из-за больших потерь в костной ткани черепа. Томография, из-за аппаратных проблем, оказывается неприменима для оперативной диагностики вдали от специализированных медицинских центров. Поэтому актуальным является метод диагностики отека мозга с помощью электромагнитного СВЧ-излучения (дистанционная векторная СВЧ скаттерометрия). При малом потоке мощности обследование может быть длительным и вполне безопасным.

В настоящее время для диагностики отека мозга используются следующие общие методы обследования:

- обследование шейно-головного отдела;
- неврологическое обследование;
- КТ головного мозга – с целью определения величины и локализации отека;
- МРТ головного мозга – с целью определения величины и локализации отека;
- анализ крови для определения возможных причин отека.

Наиболее часто встречающимися причинами являются различные виды травм головы, что требует оперативного и компактного метода диагностики.

Рентген не позволяет осуществить подобную диагностику с необходимой степенью достоверности. Ультразвук оказывается неприменим из-за больших потерь в костной ткани черепа. Томография, из-за аппаратных проблем, оказывается неприменима для оперативной диагностики вдали от специализированных медицинских центров. В качестве примитивного метода в работе, рассматривается диагностика отека мозга с помощью электромагнитных волн. При плотности потока мощности менее 10 мВт/см^2 обследование может быть длительным и не представляющим опасности для здоровья. Кроме того, электромагнитные поля СВЧ характеризуются относительно малыми потерями при распространении в воздухе и костных тканях, поэтому при исследовании внутренней структуры головы человека СВЧ-методы предпочтительнее ультразвуковых методов.

Важным моментом СВЧ-диагностики отека мозга является выбор рабочей частоты. Особенность задачи заключается в необходимости обеспечения достаточного разрешения, сопоставимого с длиной волны в среде, и значительной глубины проникновения, зависящей от затухания ЭМП в биологических тканях.

Для надежного обнаружения и контроля состояния неоднородности желательнее иметь большую проникающую способность электромагнитного излучения. Это предполагает использование низкочастотной части СВЧ-диапазона. При оценке положения и размеров отека в голове человека, который можно

рассматривать как сферическую дифракционно-ограниченную систему радиусом 1-5 см, желательно иметь высокое разрешение, что сопряжено с применением более высоких частот.

Электродинамические параметры костной ткани и ткани мозга были взяты из справочного приложения программного комплекса *CST Microwave Studio 2013* (библиотека электродинамических параметров биологических тканей и органов человека). Совместный анализ зависимостей противоположным образом зависящих от частоты для указанных видов тканей позволили выявить характерную область, соответствующую диапазону частот с оптимальным соотношением пропускающей способности и пространственного разрешения: 0,3 - 3,5 ГГц.

Возможность СВЧ диагностики отека мозга была проверена на виртуальной установке, компьютерная модель которой реализована в *CST MS 2013*.

Схематично, виртуальная установка приведена на рис.1. Установка включает два соосных оптимальных приемно-передающих конических рупора и компьютерный фантом головы человека в пространстве между двумя излучающими раскрытиями антенн. Диаметр излучающего раскрытия рупорных антенн $\varnothing = 275$ мм. На рис.2 приведена электродинамическая модель головы человека со сфероидальным отеком. В процессе компьютерных исследований проводилась оценка элементов комплексной матрицы рассеяния по входам рупорных излучателей в зависимости от объема отека. Электродинамические параметры жидкости в отечной области задавались равными $\epsilon = 81$; $\sigma = 0,01$ См/м. Предварительные исследования показали, что наибольшей чувствительностью к объему отека установка обладает на частоте 3,3 ГГц. На этой частоте измерены диаграммы направленности рупорных излучателей в ортогональных плоскостях была близка к 20^0 , а коэффициент усиления равен 20 дБ. Оптимальное с точки зрения разрешающей способности расстояние между излучающими раскрытиями получилось близким к 950 мм.

Зависимости модуля коэффициента отражения и модуля коэффициента передачи от частоты представлены в таблице 1.

Таблица 1. Зависимости модуля коэффициента отражения и модуля коэффициента передачи от частоты

Радиус шарообразного отека, мм	Модуль коэффициента отражения	Модуль коэффициента передачи
2	0,07714	0,147953
5	0,131915	0,107311
10	0,19188	0,06502
15	0,20158	0,0266
20	0,256	0,007786

Из таблицы следует, что модуль коэффициента отражения фактически линейно возрастает, а модуль коэффициента передачи линейно убывает при увеличении размера отека.

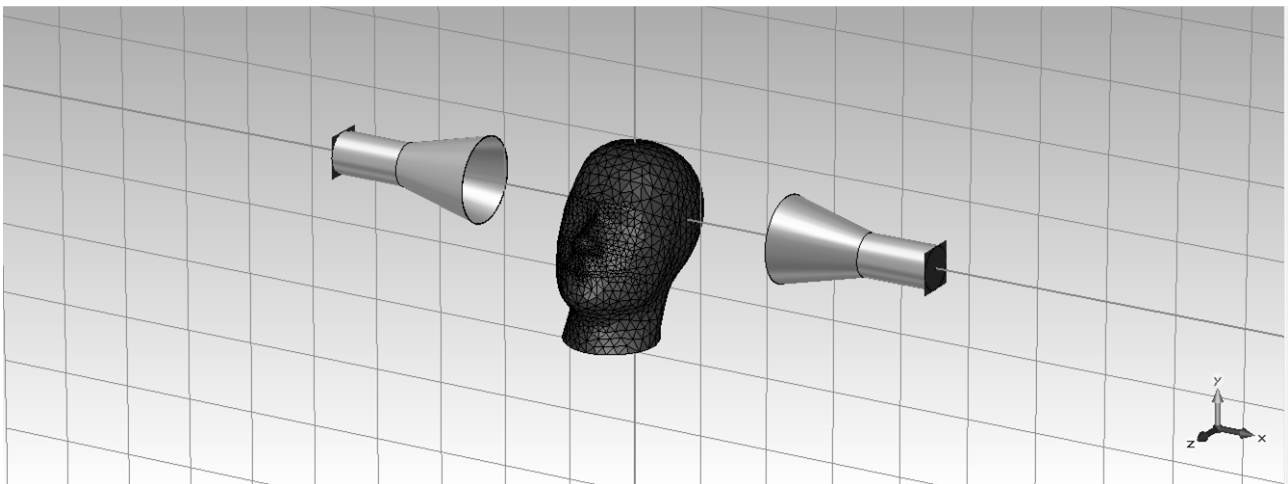


Рисунок 1 - Компьютерная модель установки для диагностики

Исследования на компьютерной модели показали, что фаза коэффициента отражения и коэффициента передачи, более чувствительны к изменению размеров отека мозга. Однако, эти зависимости являются сложно анализируемыми, что затрудняет их использование для диагностики.

Таким образом, компьютерные исследования на физически достоверном фантоме головы человека показали высокую эффективность СВЧ-диагностики отека мозга. При этом:

- для обнаружения отека можно использовать как модуль коэффициента отражения, так и коэффициента передачи;
- уверенно диагностируется отек радиусом до 2 мм (диагностика отека на ранних стадиях);
- зависимость фазы и коэффициентов отражения передачи от радиуса отека - является наиболее чувствительным параметром, но она практически не поддается простым средствам.

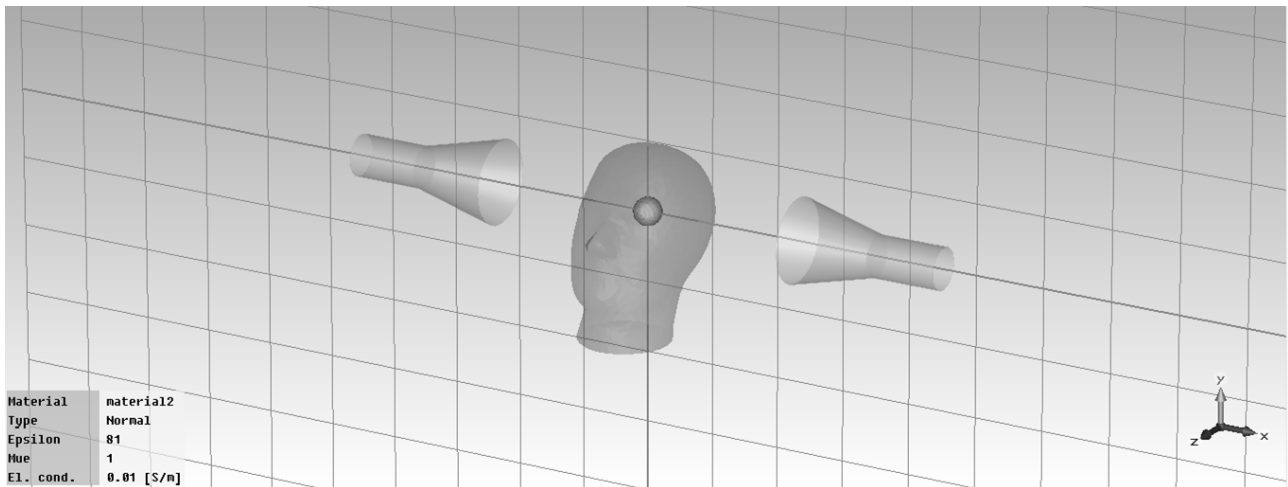


Рисунок 2 - Электродинамическая модель головы с отеком мозга

VIRTUAL MICROWAVE DIAGNOSTICS OF CEBRAL EDEMA

Baboglo V.M., Gavrilov V.M., Dement'ev V.K., Smirnov D.S.

Vladimir State University of Alexander G. and Nicholas G. Stoletovs, valerian.gavrilov@mail.ru

The results of investigations into the possibility of virtual microwave diagnosis of cerebral edema. Computer researches were performed using the software component CST MS 2013 on a computer phantom of human head with a physically accurate electrodynamics parameters of biological tissues. The research showed the effectiveness of microwave diagnostics, including the early stages of the disease.



ФОТОТЕРМИЧЕСКИЕ ЭФФЕКТЫ НАНОСТЕРЖНЕЙ ЗОЛОТА В СИСТЕМАХ *IN SILICO*, *IN VITRO* И *IN VIVO*

Пышная И.А., Разум К.В., Ломзов А.А., Пышный Д.В., Рябчикова Е.И.

Федеральное бюджетное учреждение науки Институт химической биологии и фундаментальной медицины Сибирского отделения РАН, pyshnaya@niboch.nsc.ru

Введение. Фототермическая терапия известна как малоинвазивный способ лечения опухолевых заболеваний и основана на контролируемом термическом повреждении опухолевых клеток в присутствии веществ, абсорбирующих свет (фотосенсибилизаторы) или наночастиц, обладающих поверхностным плазмонным резонансом [1]. К последним относят наночастицы золота, которые широко применяют как для исследовательских задач, так и в медицинской практике, в качестве лечебных препаратов и в диагностических системах. Использование золотых наночастиц предполагает их непосредственный контакт с клетками, который должен быть безопасным, и это определяет необходимость детального изучения взаимодействия наночастиц с клетками. К настоящему времени опубликовано немало экспериментальных работ и подробных обзоров по фототермическому воздействию. Следует отметить, что большинство результатов трудно сопоставимы в силу различий условий экспериментов, авторы используют разные наночастицы и способы их модификации, культуры клеток, условия и параметры лазерного облучения. Синтез новых наночастиц и их функционализация, несомненно, требуют проведения экспериментов по определению оптимальной концентрации наночастиц и параметров лазерного облучения. Подбор режимов лазерного облучения требует немалых затрат: исследования на культурах клеток, а затем - в условиях организма, которые приходится неоднократно повторять, варьируя условия воздействия, чтобы «поймать» эффективный диапазон облучения. Как правило, для подобных экспериментов используют простые *in vitro* системы, например, Multicell spheroids [2]. Аналогичные модели *in silico* получили название фантомов тканей [3-5].

В ходе данной работы была отработана детальная процедура анализа фототермического воздействия наностержней золота на модельные системы (фантомы тканей), культуры клеток и привитые животным опухоли. Использование на фантомах ткани позволяет провести первичный подбор параметров лазерного воздействия на среды, содержащие потенциальный фототерапевтический агент, определить физические и биологические характеристики такого воздействия, что позволяет существенно минимизировать исследования на модельных животных.

Материалы, объекты и методы исследования. Были использованы биосовместимые наностержни золота (НСЗ) с продольным плазмонным резонансом на длине волны 760 нм и 808 нм, покрытые линейным полиэтиленгликолем (Mn 85 kDa) [6]. Для облучения применяли лазер непрерывного излучения с длиной волны 650 и 808 нм и максимальной мощностью 0.79 Вт/см² и 1.11 Вт/см² соответственно. Мощность лазера варьировали регулированием подаваемого напряжения. Мощность лазера была предварительно откалибрована с помощью баллометра. Пространственно-временное распределение тепла контролировали с помощью тепловизора, предназначенного для исследования в режиме реального времени ТКВр-ИФП «СВИТ» (ИФП им. А.В. Ржанова СО РАН). Эксперименты *in silico*. Полимер для фантома ткани готовили на основе 14 % полиакриламидного геля и 0.0005% рибофлавина, освещая люминесцентной лампой дневного света с расстояния 5 см в течение 30 мин. В полимере высекали лунки, диаметром 1 см, которые заполняли гелем, содержащим НСЗ в концентрации от 0.01 до 0.4 мг/мл. Эксперименты *in vitro*. Клетки В16 и ВНК-21 (по 5×10^4 клеток на лунку в 0,5 мл среды DMEM) высевали в 48-луночные культуральные планшеты (ТТР, LabTech), на дно которых помещали покровные стекла, и культивировали в течение 24 ч до формирования монослоя с плотностью 70-80%. Перед облучением в контрольных лунках заменяли среду. В экспериментальных лунках отбирали среду и добавляли НСЗ в концентрации 0.1 мкг/мл, разведенные в среде. Через 24 ч клетки облучали лазером. Было сформировано 4 группы клеток (по 8 лунок в каждой группе): (1) контрольные; (2) обработанные НСЗ; (3) облученные лазером; (4) обработанные НСЗ и облученные лазером. Сравнение эффекта лазеров с разными длинами волн проводили на культуре клеток ВНК-21. Клетки меланомы В16 облучали лазером с длиной волны 808 нм. Оценку количественного и качественного разрушения и повреждения клеток в препаратах проводили с помощью светооптического анализа. Эксперименты *in vivo*: Меланому *in vivo* получали путем подкожного введения мышам С57В1/6 (самки, 18-20 г) клеток меланомы В16 в концентрации 1.5×10^5 клеток на мышь в 0,5 мл стерильного фосфатного буфера. С участка кожи, куда вводили клетки, предварительно удаляли волосяной покров. Протокол получения меланомы у мышей описан ранее [7]. Были сформированы группы мышей по 5 животных в каждой, которым вводили: (1) физиологический раствор, (2) НСЗ, (3) ничего не вводили, но облучали лазером и (4) вводили НСЗ и облучали лазером. НСЗ в количестве 0.2 мг на 100 мкл стерильного фосфатного буфера вводили непосредственно в опухоль. Через двое суток после введения НСЗ облучение лазером проводили под анестезией: мышам вводили авертин по 300 мкл на 20 г веса. Мышей помещали на горизонтальную поверхность, лазер направляли непосредственно на выступающий участок опухоли. В последующие дни проводили замеры опухолей. Объем опухоли рассчитывали по формуле: объем = (длина опухоли) x (ширину опухоли)²/2. На 4 день после облучения опухоли иссекали, фиксировали в 4% параформальдегиде и готовили образцы для световой и электронной микроскопии.

Результаты. Сравнение эффекта лазеров с длиной волны 650 и 808 нм проводили в экспериментах *in silico*, варьируя мощность и время воздействия на фантом в присутствии наностержней золота в концентрации от 0.01 до 0.4 мг/мл. На рисунке 1 представлен внешний вид фантома ткани и его изображение, полученное с помощью тепловизора в режиме реального времени. Видно, что, используя предложенную модельную систему фантома ткани, можно одновременно наблюдать фототермическое действие наностержней золота и контролировать уровень разогрева при исследуемых концентрациях НСЗ.

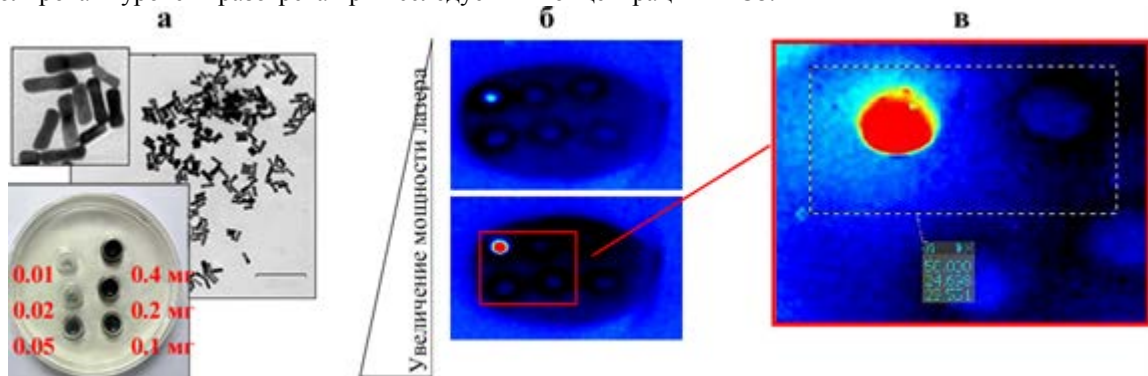


Рисунок 1 – Изображение НСЗ, адсорбированных на формваровой пленке, и вид фантома ткани с различным содержанием (мг/мл) (а), термограммы фантома, полученные с помощью тепловизора, при облучении лазером с длиной волны 808 нм при мощности 1.1 мВт/см² (б). Увеличенное изображение части геля и данные тепловизора в лунке с 0.4 мг НСЗ, где максимальное значение отражает нагрев в точке разогрева, минимальные – фоновые значения в рамке считывания (в).

Проведенное исследование показало, что уровень нагрева «фантома» ткани зависит как от количества НСЗ, так и от мощности лазера (Рисунок 2а, б). При концентрации НСЗ до 0.1 мг уровень нагрева для обоих лазеров был близок (Рисунок 2а), в то время как применение лазера, длина волны которого ближе к максимуму плазмонного резонанса, приводит к большему нагреву системы, что было показано на примере НСЗ с продольным резонансом 840 нм и лазера с длиной волны 808 нм (Рисунок 2а).

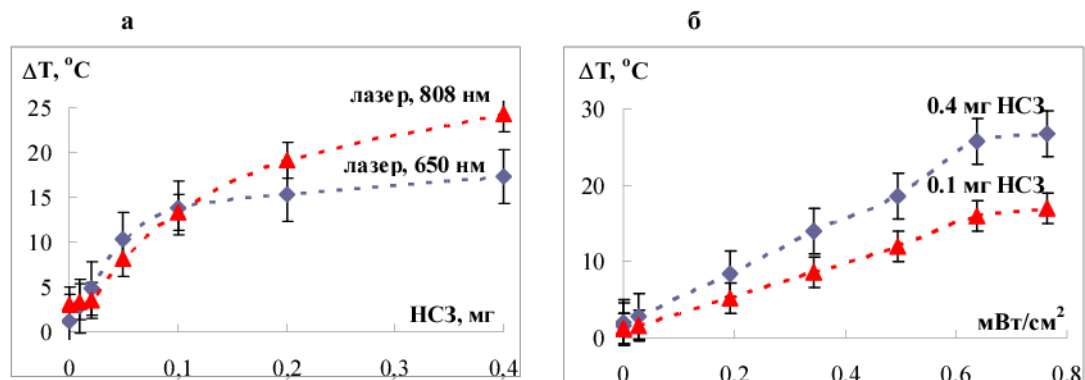


Рисунок 2 – Изменение температуры «фантома» ткани, содержащей различное количество НСЗ, в зависимости от длины волны лазера при максимальной мощности (а) и от мощности лазера (б).

Исследование эффекта лазерного облучения НСЗ in vitro

Облучение клеток ВНК-21 и В16 лазером с длиной волны 808 нм и диаметром свечения 5 мм в течение 15 мин вызывало повреждение монослоя только в присутствии НСЗ (Рисунок 3). Сужение зоны облучения до 2 мм приводило к уменьшению зоны повреждения, клетки буквально «сваривались» под воздействием лазера. Фототермический эффект НСЗ на клетках меланомы В16 в условиях *in vitro* был слабее, чем на клетках культуры ВНК-21. Наличие НСЗ в клетках не препятствовало делению последних. В процессе деления клеток НСЗ остаются в мембранных структурах, не проникая в цитозоль [8].

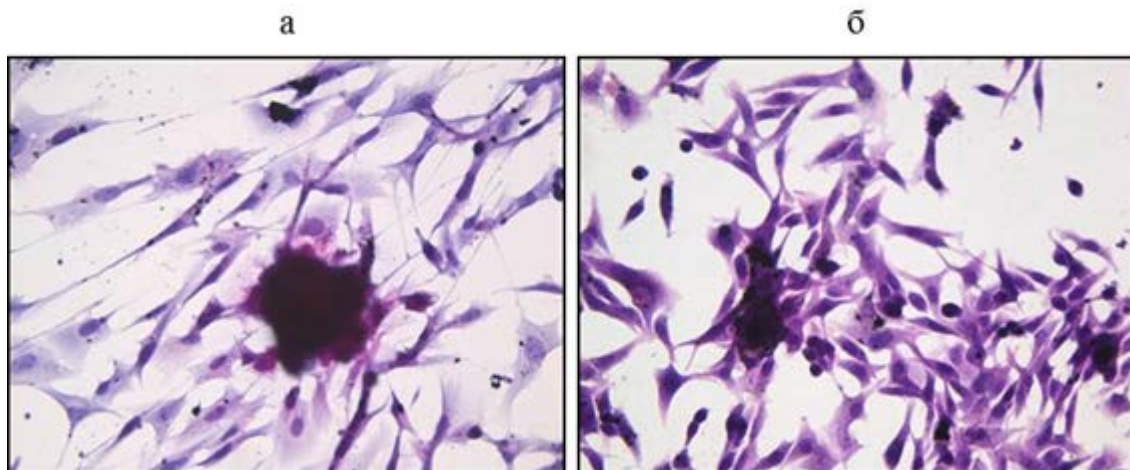


Рисунок 3 – Фототермический эффект НСЗ на (а) клетках ВНК-21 и (б) клетках меланомы В16. Инкубация клеток на покровных стеклах. Окрашивание гематоксилин-эозином.

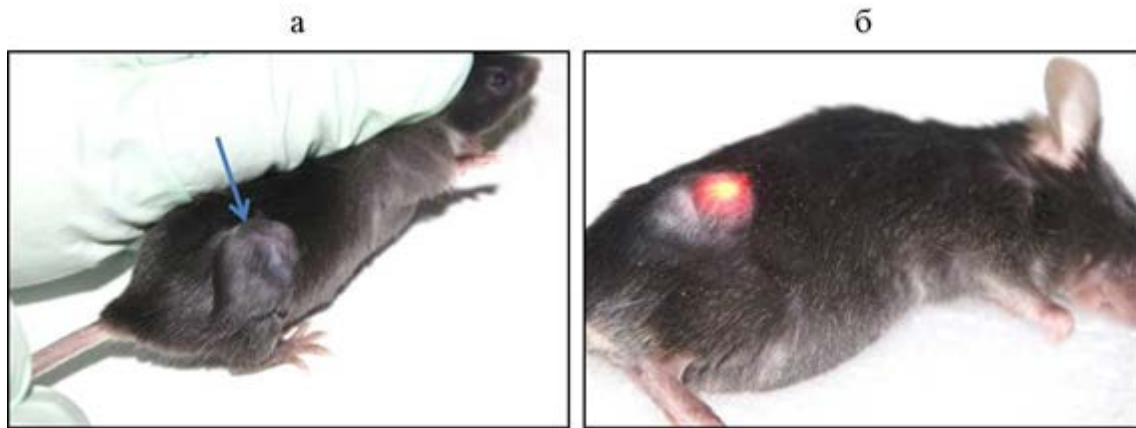


Рисунок 4 – Фотоснимки мышей с привитой меланомой В16 до облучения (а) и в момент облучения (б).

Исследование эффекта лазерного облучения НСЗ *in vivo*

Изучение эффекта плазмонного резонанса НСЗ в условиях *in vivo* проводили на мышах, которым была подкожно привита меланома В16. НСЗ вводили непосредственно в опухоль за 2 суток до облучения. Лазерному облучению подвергали выступающую часть опухоли (Рисунок 4).

Изучение фототермического эффекта НСЗ на животных с привитыми опухолями показало следующее: облучение лазером с длиной волны 650 нм вызывает поверхностное повреждение опухолей в экспериментальных и в контрольных группах. Наличие НСЗ обеспечивает более сильный (прирост на 8.5°C) и быстрый разогрев опухоли, регистрируемый тепловизором, по сравнению с необработанными опухолями (прирост на 5.2°C) (Рисунок 5).

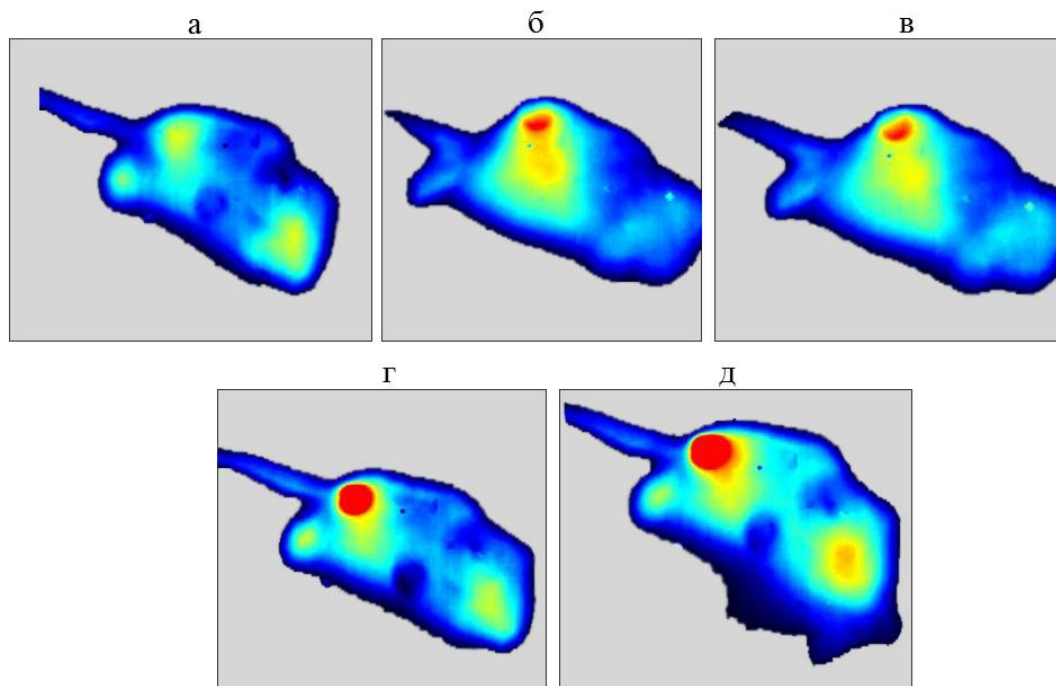


Рисунок 5 – Термограммы мышей до облучения (а) и в момент облучения лазером (б-д) с длиной волны 650 нм, где (б) - 1 мин облучения ($\Delta 5.2^{\circ}\text{C}$), (в) - 5 мин ($\Delta 5.7^{\circ}\text{C}$) мышей контрольной группы (без НСЗ). Термограммы мышей, которых облучали после введения ПЭИ-НСЗ: (г) 1 мин ($\Delta 8.5^{\circ}\text{C}$), (д) 5 мин ($\Delta 8.5^{\circ}\text{C}$).

Опухоли мышей, которым вводили НСЗ, после облучения характеризовались отеком и некрозом опухолевой ткани, ее дезинтеграцией (Рисунок 6). В опухолях облученных контрольных животных были выявлены только небольшие зоны некроза, других патологических изменений не отмечено. Наиболее успешным оказалось введение НСЗ с максимумом спектра поглощения при 840 нм и использование лазера с

длиной волны 808 нм (Рисунок 6). С помощью тепловизора регистрировали разогрев опухоли на 11,5°C по сравнению с ее температурой до включения лазера. С помощью световой микроскопии были выявлены обширные области некроза, которые затрагивали более глубокие зоны меланомы, чем при облучении лазером с длиной волны 650 нм. Отмечался отек и дезинтеграция опухолевой ткани. Описанные изменения отсутствовали в облученных опухолях, не содержащих НСЗ. Данные изменения свидетельствуют о развитии в облученных опухолях на фоне введения НСЗ фототермической деструкции. При детальном изучении гистологических срезов было установлено, что НСЗ активно распределяются по опухоли: НСЗ были выявлены не только в зоне введения, но в других участках ткани. Различия в степени повреждения опухолей при облучении лазерами с длиной волны 650 и 808 нм связаны с разной способностью излучения проникать в биологические ткани. Эффективность НСЗ при фототермолизе меланомы у мышей подтверждается тем, что в контрольных группах при тех же условиях лазерной экспозиции повреждения опухолевой ткани отсутствовали либо были незначительными.

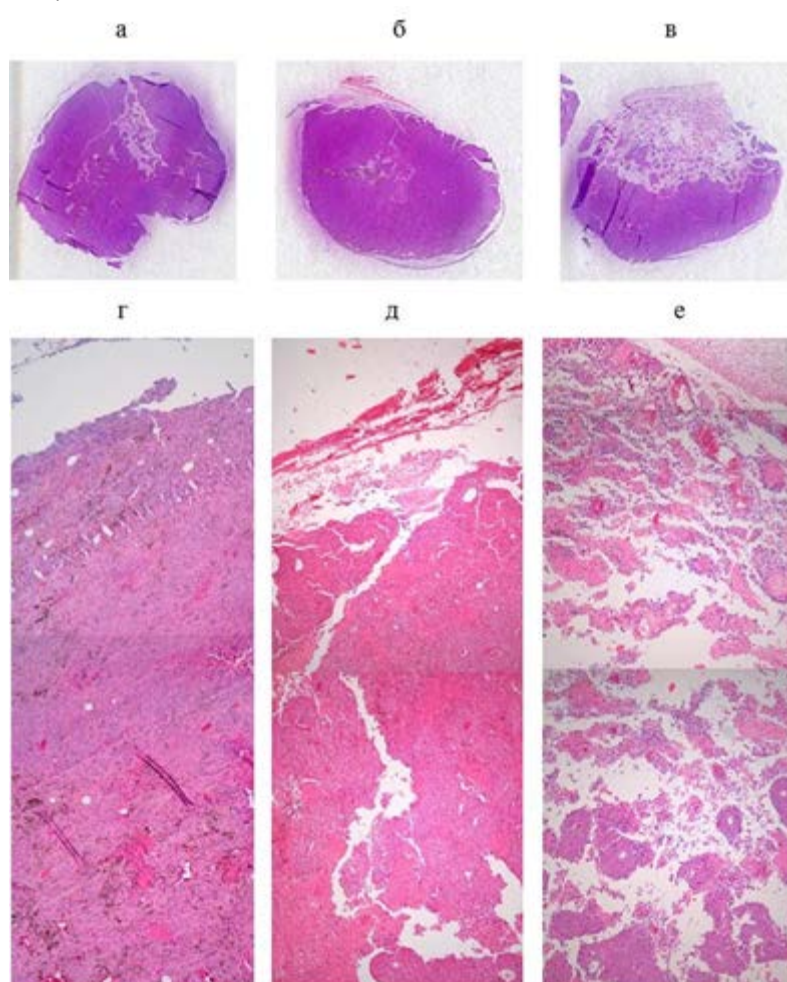


Рисунок 6 – Гистологические срезы меланомы В16: (а, г) интактных животных; (б, д) облученных лазером, без введения НСЗ; (в, е) облученных лазером с введением НСЗ. Параметры лазерного облучения: длина волны 808 нм, 5 мин. Окрашивание гематоксилин-эозином. Световая микроскопия.

Таким образом, продемонстрировано, что использование фантома ткани позволяет анализировать ответ частиц, обладающих поверхностным плазмонным резонансом, на облучение лазером и, как следствие, обеспечивает подбор оптимального режима лазерного воздействия, что оптимизирует трудо- и ресурсо-затраты. На культурах клеток меланомы В16 и ВНК-21 и меланоме мышей В16 показано эффективное разрушение клеток и тканей под воздействием лазерного облучения НСЗ.

Работа выполнена при частичной поддержке гранта правительства РФ (№ 14.В25.31.0028) и гранта РФФИ № 13-04-01176.

Библиографический список

1. Huang X., Jain P.K., El-Sayed I.H., El-Sayed M.A. Gold nanoparticles: interesting optical properties and recent applications in cancer diagnostics and therapy // *Nanomedicine* – 2007. – V. 5. – P. 681–693.
2. Madsen S.J., Sun C.-H., Tromberg B.J., Cristini V., De Magalhaes N., Hirschberg H. Multicell tumor spheroids in photodynamic therapy // *Lasers in Surgery and Medicine* – 2006. – V. 38. – P. 555–564.

3. Pattani V.P., Tunnell J.W.. Nanoparticle-mediated photothermal therapy: a comparative study of heating for different particle types // *Lasers in Surgery and Medicine* – 2012. – V. 44. – P. 675–684.
4. Lal S., Clare S.E., Halas N.J. Nanoshell-enabled photothermal cancer therapy: impending clinical impact // *Acc. Chem. Res.* – 2008. – V. 41. – P. 1842-1851.
5. Rahman W.N., Wong C.J., Ackerly T., Yagi N., Geso M. Polymer gels impregnated with gold nanoparticles implemented for measurements of radiation dose enhancement in synchrotron and conventional radiotherapy type beams // *Australas Phys. Eng. Sci. Med.* DOI 10.1007/s13246-012-0157-x.
6. Wang J., Dong B., Chen B., Jiang Z., Song H. Selective photothermal therapy for breast cancer with targeting peptide modified gold nanorods // *Dalton Trans.* – 2012. – V. 41. – P. 11134-11144.
7. Overwijk W.W., Restifo N.P. B16 as a mouse model for human melanoma // *Curr. Protoc. Immunol.* – 2001. doi:10.1002/0471142735.im2001s39.
8. Razum K., Pyshnyi D., Pyshnaya I., Goncharova E., Ryabchikova E. Polyethylenimine-coated gold nanorods: biocompatibility and photothermal effect // *Second International School-Conference “Applied Nanotechnology and Nanotoxicology”*. Listvyanka., Irkutsk Region. – 2013. – P. 56-57.

PHOTOTHERMAL EFFECT OF GOLD NANORODS *IN SILICO*, *IN VITRO* И *IN VIVO*

Pyshnaya I.A., Razum K.V., Lomzov A.A., Pyshnyi D.V., Ryabchikova E.V.

Institute of Chemical Biology and Fundamental Medicine SB RAS, Russia, Novosibirsk, Lavrentiev Ave.
8, pyshnaya@niboch.nsc.ru

Use of phantom tissue allows us to analyze the answer particles having a surface plasmon resonance on the laser irradiation and, as a result, provides a selection of the optimum mode laser action that optimizes labor and resource costs. On cultures of B16 melanoma cells and BHK-21 and B16 melanoma mice demonstrated effective destruction of cells and tissues under the influence of gold nanorod laser irradiation.



АНАЛИЗ ЭНЕРГОЭФФЕКТИВНОСТИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ СЕТИ ЧАСТНОГО ДОМА НА ОСНОВЕ ЕЕ КОМПЬЮТЕРНОЙ МОДЕЛИ, ПОСТРОЕННОЙ ПО ТРЕХФАЗНЫМ СХЕМАМ ЗАМЕЩЕНИЯ

Шмелев В.Е., Сбитнев С.А., Абрамченко Е.В.

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых smelev@vlsu.ru

Введение. Научно-технический прогресс ведет к облегчению многих задач, стоящих перед человеком. Промышленность, сельское хозяйство, транспорт, финансовые операции, образование, искусство – все отрасли деятельности современного общества так или иначе требуют все меньше и меньше рутинной, низкоквалифицированной работы. Такой труд заменяется автоматизированными или полностью автоматическими компьютеризированными системами, создание, эксплуатация и обслуживание которых производится высококвалифицированным персоналом. Вместе с тем, меняется не только направление развития определенных отраслей экономики, но и повседневная жизнь людей. В соответствии с Федеральной целевой программой «Жилище» в Российской Федерации принят курс на улучшение жилищных условий граждан нашей страны [1]. Такое улучшение подразумевает строительство нового жилья, создание необходимой инфраструктуры и в том числе организацию электроснабжения объектов. Без надежного снабжения электрической энергией нормированного качества невозможно представить современное жилье. Следуя Федеральному закону № 261 «Об энергосбережении и о повышении энергетической эффективности и о внесении изменений в отдельные законодательные акты Российской Федерации», все здания, строения, сооружения, вводимые в эксплуатацию после нового строительства, должны соответствовать требованиям по энергоэффективности как в момент ввода в эксплуатацию, так и в процессе эксплуатации здания [2]. Одной из важных мер обеспечения энергоэффективности является современное точное проектирование осветительной и силовой сети здания, при котором необходимо также решить проблему симметричного распределения нагрузок по фазам. Эта проблема становится все более актуальной и не может, как и раньше, выполняться работниками низкой квалификации «на месте».

В нашей стране становится приоритетным малоэтажное строительство [3], поэтому в качестве объекта для исследований был выбран крупный частный дом с большой установленной мощностью и большим количеством электроприемников. Такой объект содержит множество однофазных нагрузок, что приводит к возникновению множественных источников несимметрии, несколько мощных трехфазных потребителей электроэнергии, разветвленную осветительную сеть, источник аварийного питания и т.д. Был проведен расчет сетей внутренних помещений частного дома путем выполнения пакета m-файлов среды MATLAB.

В реальных условиях сбалансировать нагрузки по фазам трудно, а в нестандартных ситуациях, например, при коротких замыканиях, практически невозможно. В таких несимметричных режимах для расчета токов традиционно используется метод симметричных составляющих, основанный на принципе наложения. Этот метод позволяет упростить расчет несимметричного режима линейной трехфазной цепи в случаях, когда причины нарушения симметрии сосредоточены в одном или двух местах системы; при этом все остальные ветви трехфазной цепи имеют одинаковые параметры всех фаз [4]. В таком случае одна трехфазная несимметричная система может быть разложена на три симметричных составляющих прямой, обратной и нулевой последовательности, схемы замещения для которых составляются на одну фазу. Расчет схемы замещения каждой последовательности может вестись независимо, однако их результаты должны быть наложены один на другой для получения действительного рабочего режима цепи.

Упомянутое выше ограничение на число источников несимметрии фактически делает невозможным точный расчет токов и напряжений по однолинейным схемам в реальных задачах по проектированию систем электроснабжения крупного масштаба (в крупных частных домах, многоквартирных домах и т.д.), так как источники несимметрии могут находиться на многих участках электрической сети. Среди других существенных недостатков метода симметричных составляющих можно выделить несколько других: нет универсального и точного метода расчета параметров схем замещения для обратной и нулевой последовательностей; реальные магнитные связи между обмотками трансформатора заменяются упрощенными (примитивными) электрическими связями; отсутствует возможность точного разделения технических и коммерческих потерь электроэнергии в сложных сетях при несимметричных нагрузках по фазам.

На основании вышеизложенного необходимо перейти к расчетам электрической сети частного дома по полным трехфазным схемам замещения, используя матричные методы расчета. Количество узлов в электроэнергетических сетях обычно значительно меньше, чем ветвей, поэтому для уменьшения количества уравнений в системе нами применен метод узловых потенциалов, основанный на следующих соотношениях [5]:

$$|Y_V| = |Z_V|^{-1}; \quad (1)$$

$$|Y_U| = |A| \cdot |Y_V| \cdot |A|'; \quad (2)$$

$$|J_U| = -|A| \cdot (|Y_V| \circ |E_V|); \quad (3)$$

$$|Y_U| = |A| \cdot |Y_V| \cdot |A|'; \quad (4)$$

$$|\varphi_U| = Y_U \backslash E; \quad (5)$$

$$|U_V| = |A|' \cdot |\varphi_U|; \quad (6)$$

$$|U_{VP}| = |U_V| + |E_V|; \quad (7)$$

$$|I_V| = |Y_V|' \circ |U_{VP}|; \quad (8)$$

$$|S_V| = |U_V|' \circ |I_V^*|, \quad (9)$$

где индексы U соответствуют узловым величинам, индексы V – величинам ветвей, $|Y|$ – матрица комплексных проводимостей, $|Z|$ – матрица комплексных сопротивлений, $|A|$ – узловая матрица, $|E|$ – матрица источников ЭДС, $|U|$ – матрица напряжений, $|U_{VP}|$ – матрица напряжений пассивных участков ветвей, $|I|$ – матрица источников токов, $|S|$ – матрица мощностей.

Для упрощения ввода данных, расчета и удобного восприятия полученных результатов (т.к. в общем случае они будут представлять собой набор матриц без указания конкретных элементов, представленных на схеме) применяется каскадное соединение электроприемников и классификация сетевых объектов.

Математическое моделирование сети частного дома. Математическое моделирование трехфазной электрической сети частного дома производится на основе ПО MATLAB, в котором выполняется пакет из пяти m-файлов: Gener_Elektro_House.m; Gener_EDS.m; Gener_Segment.m; Gener_Assem_Net.m; Gener_SolSort_Net.m. Данный пакет m-файлов был разработан на кафедре электротехники и электроэнергетики ВлГУ (г. Владимир) к.т.н, доцентом Шмелевым В.Е. для расчета электрической сети дачного поселка. Он модифицирован для расчета внутренней электрической сети частного дома. В рассматриваемом расчете все сетевые объекты были разделены на два типа: «эквивалентный источник ЭДС» и «частный дом». На данном этапе моделирования электрической сети частного дома учтены параметры приемников, длины фазного и нейтрального проводов; осветительная сеть моделировалась группами электроприемников (светильников). Моделирование одновременности работы различных потребителей электроэнергии производилось с учетом коэффициента использования, одинакового для всех нагрузок. Рассмотрим приведенные m-файлы более подробно.

Gener_Elektro_House.m. Параметры электрической сети частного дома задаются в m-файле Gener_Elektro_House.m. С помощью него вызываются все остальные файлы среды MATLAB, необходимые для расчета. Входные величины: потребляемые мощности каждой группы приемников электрической энергии, продольный импедансный параметр проводника, по которому запитаны приемники, напряжение питающей сети, коэффициент мощности, вид нагрузки (однофазная либо трехфазная), коэффициент использования нагрузки. Первым этапом выполнения данного m-файла является моделирование идеального источника ЭДС неограниченной мощности.

Gener_EDS.m. Данный m-файл создает идеальный симметричный трехфазный источник ЭДС, соединенный звездой. Источником ЭДС принимается вводной щит частного дома. Входными параметрами являются: фазная ЭДС источника и его краткое описание. Результатом выполнения является объект типа «эквивалентный источник ЭДС».

Gener_Segment.m. После того, как в процессе выполнения Gener_Elektro_House.m с помощью Gener_EDS.m был смоделирован идеальный источник ЭДС, запускается следующий m-файл, Gener_Segment.m.

Он был модифицирован для расчета электрической сети частного дома. Входные величины для него задаются в главном сценарии и были перечислены ранее. Данный сценарий моделирует участок электрической сети, к началу и концу которого можно подключить любой другой смоделированный сетевой объект. Поскольку первоначально этот m-файл был ориентирован на расчет уличной электрической сети, в нем применена возможность разделения участка электрической сети на пролеты, для чего вводится матрица-строка длин пролетов размерности $[1 \times n]$, где n – число пролетов. Нагрузки задаются матрицей-строкой комплексных сопротивлений размерности $[1 \times (n+1)]$, учитывается комплексное сопротивление питающих проводов.

Так как с увеличением масштаба электрическая сеть становится более разветвленной, для расчета электрической сети частного дома был разработан следующий алгоритм, позволяющий применить данный сценарий:

1. Определение параметров электроприемников (комплексное сопротивление, коэффициент мощности, тип подключения, точка подключения к сети для каждого потребителя);
2. Определение параметров питающих линий (длины и сопротивления проводов, места прокладки и их соединения друг с другом);
3. Разбивка электрической сети на сегменты, которые представляют собой питающие линии с подключенными нагрузками без ответвлений. Каждое ответвление принимается как новый сегмент. Случай параллельного подключения нескольких приемников к одной линии без ответвления можно учесть как многопролетный сегмент (Рис. 1);
4. Запись полученных данных в формализованном виде в Gener_Elektro_House.m. (Рис. 2).

После того, как в m-файле Gener_Elektro_House.m будут выполнены команды на моделирование каждого сегмента электрической сети, необходимо выполнить процедуру сборки глобальных матриц.

Gener_Assem_Net.m. Из полученных в результате выполнения предыдущих двух сценариев объектов для расчета необходимо собрать глобальные матрицы: неопределенную матрицу узловых соединений, из которой путем удаления одной из строк (соответствующей нейтрали источника) получаем определенную матрицу узловых соединений \underline{A} , а также матрицу-строку комплексных сопротивлений ветвей \underline{Z}_v и матрицу-столбец источников ЭДС ветвей \underline{E}_v . Все операции по сборке матриц автоматизированы.

После сборки глобальных матриц в сценарии Genet_Elektro_House.m выполняются операции над матрицами по известным соотношениям (1) – (9). В результате расчета на выходе получаем токи, напряжения и мощности всех ветвей исследуемой электрической сети. При постпроцессорной обработке результатов расчета необходимо придать им форму, удобную для восприятия, для чего используется сценарий Gener_SolSort_Net.m.

Сценарий Gener_SolSort_Net.m. Субъективно трудно воспринимать большие массивы данных, такие как, например, встречающиеся в данном исследовании матрицы размерности 400×500 , поэтому совершенно необходимо предварительно структурировать полученные в ходе расчета данные. Для этого применяется структурный тип данных MATLAB, который содержит несколько полей, в каждое из которых можно записать массив данных (Рис. 2). Данный сценарий с помощью нескольких циклов проходит по всем объектам сети, которые были ранее созданы (источники ЭДС и сегменты электрической сети), затем создает структуры, соответствующие этим объектам, и присваивает имена полям в структурах, которые, в свою очередь, содержат массивы данных по каждому объекту.

Результаты расчета. В результате расчета электрической сети дома было получено несколько массивов данных, соответствующих каждому сетевому объекту. В каждом массиве содержатся данные, отражающие параметры сетевого объекта по каждой фазе и нейтрали, а также отдельно электрическое состояние проводов всех фаз и нейтрали, по которым запитан этот сетевой объект. Это позволяет анализировать не только режим работы электроприемников, но и оценивать, например, потери в питающих проводах.

Выходными параметрами расчета являются (Рис. 3):

- Комплексные напряжения ветвей;
- Модули комплексных напряжений ветвей;
- Фазы комплексных напряжений ветвей;
- Комплексные напряжения пассивных участков ветвей;
- Модули комплексных напряжений пассивных участков ветвей;
- Начальные фазы комплексных напряжений пассивных участков ветвей;
- Комплексные токи ветвей;
- Модули комплексных токов ветвей;
- Начальные фазы комплексных токов ветвей;
- Потребляемые комплексные мощности ветвей;
- Модули потребляемых комплексных мощностей ветвей;
- Расчетные коэффициенты мощности ветвей.

Таким образом, с помощью данной математической модели трехфазной электрической сети частного дома были рассчитаны токи, напряжения и мощности всех ветвей этой сети.

Для примера определим мощность потерь в проводниках анализируемой сети коттеджа при передаче электроэнергии всем приемникам, если коэффициент использования равен 0,35:

$$S_{\text{потерь}_1} = 596.779 \text{ Вт.}$$

Данные потери в проводниках являются весьма существенными и их можно минимизировать, изменив сечение проводников с предлагаемых по проекту 3x1,5 на 3x2,5:

$$S_{\text{потерь}2} = 459.506 \text{ Вт.}$$

Если дальше идти по пути увеличения сечения проводников для снижения потерь и в самых нагруженных местах («магистралах») увеличить сечение проводника по проекту на одну ступень, то можно добиться следующих показателей:

$$S_{\text{потерь}3} = 379.985 \text{ Вт.}$$

Затраты на увеличение сечения проводников можно отнести к капитальным затратам, которые при длительном сроке эксплуатации сооружения (50 и более лет), росте тарифов на электрическую энергию и большом ее потреблении можно считать окупаемыми и экономически целесообразными. В целом, данный пакет m-файлов, реализующий модель электрической сети частного дома, имеет самые широкие возможности для оценки необходимости применения тех или иных мер для повышения энергоэффективности.

Более детальный анализ электрической сети возможен при более точном задании входных данных, получение которых зачастую представляет большую проблему. Часто проводка прокладывается или без соответствующего проекта, или с нарушениями; количество и качество электропотребителей зачастую заранее не известно или меняется в процессе эксплуатации. Нестабильность экономики и меняющиеся правила регулирования сферы бытового электропотребления (например, введение социальных норм на электроэнергию) негативно отражаются на качестве рекомендаций по результатам расчета, поскольку цель данного исследования заключается не просто в получении результатов, оторванных от действительности, но в предоставлении заказчику работ экономически обоснованных рекомендаций. В дальнейшем планируется ввести в расчет статистическую модель потребления электроэнергии, которая бы учитывала время и характер использования электроприемников, а также уделить внимание надежности релейной защиты на основе полученных результатов. Аналогичный анализ может быть выполнен для электрической сети коттеджного поселка. Для обеспечения энергоэффективности такой сети необходимо предусмотреть подключение каждого коттеджа посредством трехфазного трансформатора на опоре. Необходимая для анализа трехфазная схема замещения такого трансформатора разработана авторами.

Заключение. Представленная модель трехфазной электрической сети частного дома с высокой точностью дает значения токов, напряжений и мощностей в каждой ветви для любого режима работы электрической сети, в том числе учитывает множественные источники несимметрии в виде однофазных нагрузок. Модель позволяет решать многие задачи, которые ранее были либо неактуальны, либо решались по примитивным однолинейным схемам. Она позволяет моделировать короткое замыкание любого вида на любом участке сети и выбрать уставки автоматических выключателей, устройств защитного отключения или плавкие вставки предохранителей [5]. Модель может быть модифицирована для точного расчета потерь энергии, что позволяет обоснованно отделить технические потери от коммерческих. Она может быть использована для решения задач электромагнитной совместимости. Рассмотренный метод расчета данной электрической сети может быть распространен на электрические сети всех классов напряжений. Он может успешно применяться для решения проблем энергосбережения, повышения надежности систем электроснабжения и качества электроэнергии, что особенно актуально для электрических сетей в сельской местности.

Библиографический список

1. Постановление Правительства Российской Федерации от 17 декабря 2010 г. N 1050 [Текст]: "О федеральной целевой программе "Жилище" на 2011-2015 годы" // Собрание законодательства РФ. – 2011. – № 5, (31 янв.). – Ст. 739.
2. Федеральный закон от 23 ноября 2009 г. №261-ФЗ [Текст]: «Об энергосбережении и повышении энергетической эффективности и о внесении изменений в отдельные законодательные акты Российской Федерации» // Российская газета. – 2009. – №5050, (27 нояб.).
3. Федеральный закон Российской Федерации от 9 марта 2010 г. N 25-ФЗ [Текст]: "О внесении изменений в Федеральный закон "О Фонде содействия реформированию жилищно коммунального хозяйства" и статью 4 Федерального закона "О внесении изменений в Федеральный закон "О Фонде содействия реформированию жилищно-коммунального хозяйства" и Федеральный закон "Об участии в долевом строительстве многоквартирных домов и иных объектов недвижимости и о внесении изменений в некоторые законодательные акты Российской Федерации" и о признании утратившими силу отдельных положений законодательных актов Российской Федерации" // Российская газета. – 2010. – №5130, (12 мар.).
4. Теоретические основы электротехники [Текст]: в 2-х т. / Под ред. П.А. Ионкина. – М.: Высшая школа, 1976. – 2 т.
5. В.Е. Шмелёв, С.А. Сбитнев, Куйдин Н.А. «Математическое моделирование сложноразветвленных электрических сетей представленных полной трехфазной схемой замещения» [Текст] / В.Е. Шмелёв, С.А. Сбитнев, Куйдин Н.А. // Материалы VII Всероссийской научно-технической конференции «Информационные технологии в электротехнике и электроэнергетике»: сб. статей. – Чебоксары, 2010.

ANALYSIS OF ELECTROEFFECTIVENESS OF THE PRIVATE HOUSE ELECTRICAL CIRCUIT BASED ON COMPUTED MODEL, DESIGNED WITH THREE-PHASE EQUIVALENT CIRCUIT

Shmelev V.E., Sbitnev S.A., Abramchenko E.V.
Vladimir state university named after Alexander and Nikolay Stoletovs

This report describes the mathematical modeling process of an electric grid based on the three-phase equivalent circuit matrix analysis, which can correspond with the needs of a modern middle-class family of three or more members living in a country estate. The proposed model has to consider a lot of electric loads with different power consumption including three-phase loads, large power consumption in general and many one-phase loads. At the same time this model has to provide regulatory quality and reliability of the power supply of such an object with many electronic devices in the different operating regimes, i.e. with long power supply lines. In the future with such a model available one can get detailed and economic recommendations on specific activities to ensure the aforementioned requirements are met.

◆

АНАЛИЗ ИЗМЕНЕНИЙ В ГЕМОДИНАМИКЕ ДЛЯ СЛУЧАЯ МЕХАНИЧЕСКОЙ ПОДДЕРЖКИ КРОВООБРАЩЕНИЯ ОБОИХ ЖЕЛУДОЧКОВ СЕРДЦА

Петухов Д. С.
Национальный исследовательский университет «МИЭТ», dmitry.spetukhov@gmail.com

После имплантации аппарата вспомогательного кровообращения (АВК) левого желудочка сердца часто возникает необходимость в поддержке кровообращения правого желудочка, связанная с нарушением его функции и возникновением правожелудочковой недостаточности [1].

Целью данной работы являлось моделирование изменений в гемодинамике, возникающих при вариации скоростей насосов АВК левого и правого желудочков сердца. Модель сердечно-сосудистой системы построена на основе работы, опубликованной Martina J. R. et al. [2]. В качестве АВК используется регрессионная модель насоса HeartMate II, основанная на расходных характеристиках, полученных в статическом режиме

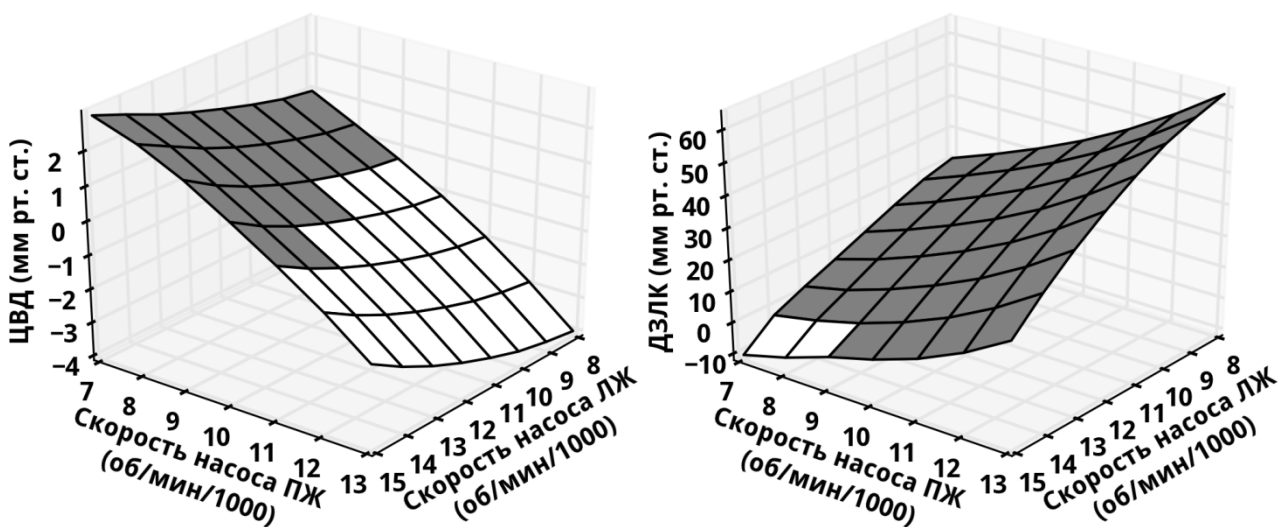


Рисунок 1 – Зависимость ЦВД и ДЗЛК от скоростей насосов левого и правого желудочков сердца.

Было установлено, что наиболее показательным является изменение центрального венозного давления (ЦВД) и давления заклинивания в легочных капиллярах (ДЗЛК), при этом ЦВД рассматривается как аппроксимация давления в правом предсердии, а давление заклинивания в легочных капиллярах – как приближенное значение давления в левом предсердии.

На рисунке 1 показаны зависимости центрального венозного давления и давления заклинивания в легочных капиллярах от скоростей насосов, подключенных к левому и правому желудочку. Диапазон скоростей выбран таким образом, чтобы не допустить открытие полулунных клапанов. Положительные значения гемодинамических показателей отмечены серым цветом, отрицательные – белым. Очевидно, что основной проблемой является возникновение отрицательных давлений в правом и левом предсердии. Так, при скорости насоса ПЖ более 9000 об/мин наблюдается падение ЦВД ниже нуля. В то же время, с увеличением скорости насоса ЛЖ ЦВД начинает медленно расти. Например, скорость насоса ЛЖ выше 13 тысяч об/мин позволяет увеличить скорость насоса ПЖ до 11 тысяч об/мин при сохранении положительного значения ЦВД.

Таким образом, удалось установить допустимый рабочий диапазон скоростей: от 11 до 13 тысяч об/мин для насоса ЛЖ и 7-9 тысяч об/мин для насоса ПЖ, т.е. скорость насоса ЛЖ должна быть примерно в полтора раза больше скорости насоса ПЖ.

Аналогично, был проведен анализ бивентрикулярной поддержки при вариации скоростей насосов и сократительной способности ЛЖ и ПЖ на $\pm 20\%$. Было установлено, что уменьшение сократительной способности приводит к незначительному уменьшению рабочего диапазона насосов, при этом выделенное ранее соотношение между скоростями насосов сохраняется.

Библиографический список

1. Grant A. D., Smedira N. G., Starling R. C., Marwick T. H. Independent and Incremental Role of Quantitative Right Ventricular Evaluation for the Prediction of Right Ventricular Failure After Left Ventricular Assist Device Implantation // Journal of the American College of Cardiology. 2012. Vol. 60, no. 6. P. 521–528.
2. Martina J. R., Bovendeerd P. H., de Jonge N. et al. Simulation of Changes in Myocardial Tissue Properties During Left Ventricular Assistance With a Rotary Blood Pump // Artificial Organs. 2013. Vol. 37, no. 6. P. 531–540.

ANALYSIS OF HEMODYNAMIC CHANGES FOR BIVENTRICULAR MECHANICAL CIRCULATORY SUPPORT

Petukhov D. S.

National Research University of Electronic Technology (MIET), dmitry.spetukhov@gmail.com

Analysis of biventricular circulatory support was carry on after connection of the HeartMate II pump model with mathematical model of the cardiovascular system and variation of the pumps speed. It was demonstrated that the main problem is the suction effect, associated with negative pressures near the right atria and the left atria. Allowable range of pumps speed was determined to avoid the suction effect, where pump speed of left ventricular assist device is about half times more than the pump speed of the right ventricular assist device. Changing of the ventricular contractility had no significant effect on allowable range of pumps speed and the pumps speed ratio remained.



THERMODYNAMICS IN CRYOBIOLOGY

Janet A. W. Elliott

Department of Chemical and Materials Engineering 536 Chemical and Materials Engineering Bldg Edmonton, CANADA Janet.elliott@ualberta.ca

In general, my research involves the application of thermodynamics, including equilibrium, statistical and nonequilibrium thermodynamics, to solve chemical engineering problems, mainly those dealing with interfacial equilibria and transport.

I have been involved in the continuing development of a new kinetic theory, Statistical Rate Theory, that applies to both mass transfer and reaction rates. Statistical Rate Theory predicts the rate of mass transport (or a reaction) in terms of macroscopic thermodynamic properties, which may be measured and controlled, rather than empirical functions. This theory is being applied in my laboratory to a variety of problems in surface science, industrial membrane transport and biological membrane transport.

I have several research projects in which chemical engineering fundamentals are applied to the area of cryobiology. The work is a collaborative effort with Dr. Locksley McGann of the Department of Laboratory Medicine and Pathology. Most of my students are working towards degrees in Chemical Engineering. However, one student has obtained a Master of Science degree with a dual specialty of Chemical Engineering and Experimental Pathology and is currently pursuing a Ph.D. with this same specialization.

1. Freezing Point Depression of Complex Aqueous Solutions

In order to cryopreserve cells and tissues for transplant, cryoprotectants terminating the ultimate concentration of cryoprotectants inside the cell is essential to guarantee cell viability. The mathematical function that governs osmotic transport across cell membranes and the function that determines freezing point depression are the same: chemical potential or activity. Thus by making freezing point depression measurements, cryopreservation protocols may be enhanced. We have come up with analytical expressions for freezing point depressions in a variety of cryoprotectant solutions. We are currently experimentally verifying these analytical expressions. We are also thinking of extending this work to look at milk and whey, ^ important agricultural products.

2. The Effect of Cell Size Distribution on the Predicted Osmotic Response of Cells

An understanding of the kinetics of the osmotic response of cells is important in understanding and predicting the fate of the cell during exposure to cryogenic conditions. Traditionally, a mathematical model of cell osmotic response is obtained by applying the mass transport and Boyle-van't Hoff equations using numerical methods. In the traditional application of these equations, it is assumed that all cells are the same size. However, real biological cells have size distributions, and a population of cells may exhibit a different osmotic response than that of a single cell. In this study, a mathematical model of cell osmotic response is used which takes into account the cell size distribution. Using this model, the size distribution of cells placed in a hypotonic environment is predicted to change over time. As a result, a population of cells exhibits a different osmotic response than that of a single cell (or a population of cells treated as though they had a single size). We have measured cell size distributions at various times during a kinetic osmotic experiment using a modified Coulter Counter.

3. The Statistical Rate Theory Approach to Osmotic Transport

Current theoretical descriptions of osmotic transport across cell membranes are based on the work of Kedem and Katchalsky, which was based on Onsager's linear theory of nonequilibrium thermodynamics published in 1931. As with any *a priori* linear theory, the coefficients cannot be derived from the theory and must be evaluated empirically. Even more significantly there is no way from within the theory to determine under what conditions the linearity assumption will be valid. Statistical Rate Theory has been used to develop new transport equations that can be written in terms of measurable parameters such as concentration, pressure, temperature and physical membrane properties. From Statistical Rate Theory, Onsager coefficients can be found, Onsager reciprocity can be checked and conditions for linearity can be evaluated.

4. Phase Change in Biological Systems

We are beginning to use thermodynamics to study phase change in biological systems including ice growth through capillaries and evaporation from tissues.

Relevant Publications

1. J. A. W. Elliott, H. Y. Elmoazzen and L. E. McGann, "A method whereby Onsager coefficients may be evaluated", to appear in J. Chem., Phys., Sept., 2000.
2. J. A. W. Elliott and C. A. Ward "Statistical Rate Theory and the material properties controlling adsorption kinetics on well defined surfaces", in Studies in Surface Science and Catalysis V. 104: Equilibria and Dynamics of Gas Adsorption on Heterogeneous Solid Surfaces, Eds., W. Rudzinski, W. A. Steele and G. Zgrablich, Elsevier, 285-333, 1997.
3. H. Elmoazzen, C. Chan, J. P. Acker and L. E. McGann, "The effects of various measures of central tendency on the predicted osmotic response of cells", Cryo' 2000, Boston, July 31, Aug. 2, 2000.
4. J. P. Acker, J. A. W. Elliott and L. E. McGann, "Ice growth through pores: Experimental evidence for the propagation of intracellular ice", Cryo' 2000, Boston, July 31, Aug. 2, 2000.
5. H. Y. Elmoazzen, J. A. W. Elliott and L. E. McGann, "The effect of temperature on the membrane hydraulic conductivity, L_p ", Cryo' 99, Marseille, France, July 12-15, 1999.
6. C. Chan, J. A. W. Elliott, J. P. Acker, L. E. McGann and H. Elmoazzen, "The effect of cell size distribution on the predicted osmotic response of cells", Cryo' 98, Pittsburgh, July 11-16, 1998.
7. H. Elmoazzen (Speaker), J. A. W. Elliott and L. E. McGann, "The Statistical Rate Theory approach to osmotic transport", Cryo' 98, Pittsburgh, July 11-16, 1998.

ТЕРМОДИНАМИКА В КРИОБИОЛОГИИ

Жанет А.У. Еллиот

Исследование автора включает в себя применение термодинамики, в том числе равновесной, статистической и неравновесной термодинамики, для решения химических инженерных задач, в основном тех, которые затрагивают межфазное равновесие и транспорт веществ.



CRYOBIOLOGY RESEARCH

Locksley E. McGann, Ph.D.

Department of Laboratory Medicine and Pathology Canadian Blood Services Building University of Alberta
Edmonton, Alberta, Canada locksley.mcgann@ualberta.ca

Transplantation of natural and biosynthetic tissues is increasingly being used as an effective and cost-effective intervention for a wide variety of clinical conditions. Viable tissues are required for optimal function, such as in corneas for restoration of vision, skin in the treatment of burn patients, the islets of Langerhans for the treatment of diabetes, heart valves, and blood vessels. Preservation is essential to allow appropriate testing for infectious diseases and to ensure that the most appropriate recipients benefit from donated tissues. Cryopreservation is often the only method for long-term preservation of physiological structure and function.

The primary focus of the Cryobiology Research Group at the University of Alberta is the study of low-temperature responses in living systems. This Group has a significant history in the science of cryobiology and its applications in medicine, with research ranging from fundamental aspects of osmotic transport to clinical applications in transplantation. These studies involve developing and testing concepts on the causes and nature of injury sustained at low temperatures, and applying these concepts to the development of strategies to minimize injury during cryopreservation and maximize injury during cryosurgery.

Fundamental aspects of low-temperature biology In collaboration with Dr. Janet Elliott in the Department of Chemical and Materials Engineering, we have been applying fundamental aspects of chemical engineering to osmotic transport, diffusion, and freezing in complex aqueous solutions. Osmotic transport equations using measurable parameters are being developed and tested with cells in suspension, and applied to describe phenomena in tissue systems at low temperatures.

Osmotic effects

Experimental measurements of cell volume change during osmotic excursions are tracked using electronic or optical measurements, and used to test and validate theoretical descriptions of osmotic transport. Osmotic parameters from measurements on a variety of cell types (including spermatozoa, hematopoietic stem cells, endothelial cells, and a variety of other normal and malignant cells) have been used to simulate osmotic responses during cryopreservation and cryo-surgery. These simulations are used practically to optimize protocols for the addition and removal of cryoprotectants in a variety of living cells.

Modelling and simulation of low-temperature responses

We developed a thermodynamic approach to the prediction of phase diagrams for complex aqueous solutions, creating an analytical tool for calculating solute concentrations and osmotic pressures for simulation and optimization of procedures used in cryopreservation. This approach will be used in a compartment model we developed for calculating osmotic and low-temperature responses in cells and tissues.

Injury and protection at low temperatures

Our research in this area has explored multiple facets of cryoinjury, including damage related to osmotic stresses, intracellular ice, and cellular interactions.

Theoretical descriptions of osmotic responses, based on measured parameters, have contributed to the development of concepts related to the mechanisms of cryoinjury and cryoprotection, and to test these concepts using a variety of experimental tools.

Studies on cellular systems use a wide variety of primary and cultured cells, including hematopoietic stem cells from bone marrow, peripheral blood, and the umbilical cord, spermatozoa from a variety of species, endothelial cells from various tissues, and isolated cells from the liver and pancreas. Some are used purely for experimental purposes, and others are target cells for cryopreservation.

The Cryobiology of Tissue Systems

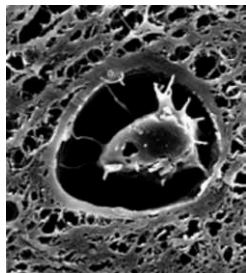
Information on osmotic properties of cells in suspension, the incidence of intracellular freezing, and limits for toxicity have been used to design and optimize strategies for cryopreservation for a wide variety of cells. This approach, however, is not directly applicable to tissues, because the structure of tissues and the interactions between cells and the extracellular matrix add dimensions not present in cell suspensions. We are investigating tissue-specific responses in several model and real tissue systems.

The purpose of these studies is to investigate fundamental low-temperature responses of tissues, and correlate these responses with subsequent biological outcomes. A goal is to bridge fundamental and applied aspects by addressing some of the outstanding questions in the cryobiology of tissue systems, so that the results of these studies may be applied to the banking of tissues for transplantation.

Experimental approaches

The experimental model tissues being used to investigate low-temperature responses include

- a confluent monolayer of cells forming a 2-dimensional tissue, used to further studies on consequences of cell adhesions to other cells and to substrates (this system also models the corneal endothelium, a sensitive site for cryoinjury)
- a 3-D experimental model system consisting of cells in a matrix, similar to many biosynthetic tissues being developed for clinical use
- real tissues, including heart valves, corneas, islets of Langerhans, skin, arteries



The amount and morphology of ice as a function of location in the 3-D model tissue system are used with theoretical descriptions to investigate the physical and osmotic consequences of ice formation in tissues. Physiological and biological consequences of ice formation are assessed using a variety of tools designed to uncover the mechanisms of damage. These studies attempt to identify the manner in which ice grows in tissues, the conditions leading to injury, the structures and functions that require protection, and the amount of ice tolerable in the tissue.

Consequences of osmotic and low-temperature exposures are investigated using *in situ* assessments of cell integrity and function. In addition to thermodynamics and mathematical modelling, morphological and a variety of quantitative biophysical and physiological assessments are used. These include cryo-microscopy with fluorescent markers to monitor low-temperature responses, confocal microscopy to examine responses as a function of location within tissues, mechanical and optical properties of tissues such as cartilage and cornea, and physiological responses such as insulin production in islets of Langerhans, metabolic activity in skin. Electron microscopy is used to assess structural consequences, and MRI to track *in vivo* performance of transplanted tissues. **Applications in medicine**

Applications to cryopreservation of a variety of cells and tissues for transplantation have resulted from this research program. The Comprehensive Tissue Centre (CTC), now one of the largest tissue banking organizations in Canada, has developed from the Cryobiology Research Group. The CTC recovers and distributes a wide variety of tissues across Canada for transplantation. A close physical and working relationship has been maintained between the research group and the clinical group, where faculty and some graduate students have assumed responsibility in both areas. Other clinical outcomes from this research include one of the first hematopoietic stem cell banks in Canada (and it is still in operation), as well as the first public umbilical cord blood bank in Canada.

Active Collaborations

Dr. Jonathan Lakey, Surgery

Dr. Janet Elliott, Chemical and Mineral Engineering Dr.

Norman Schachar, Orthopaedics (Calgary)

Dr. Ron Zernicke, Orthopaedics

(Calgary) Dr. Paul Jelen, Food Sciences

Selected Publications

McGann LE and Acker JP. Approaches to the cryopreservation of tissues and organs. In: Organ Procurement and Preservation for Transplantation (2nd Edition) p 47-66, L. Toledo-Pereyra (Ed), R.G.

Landes, 1997.

Larese A, Muldrew K, Acker J, and McGann LE. Antifreeze proteins induce intracellular nucleation. *Cryo-Letters* 17:175-182, 1996

Muldrew K, Sykes B, Schachar N, and McGann L. Permeation kinetics of dimethyl sulfoxide in articular cartilage. *Cryo-Letters* 17:331-340, 1996.

Zieger MAJ, Tredget EE, and McGann LE. Mechanisms of cryoinjury and cryoprotection in split-thickness skin. *Cryobiology* 33:376-389, 1996.

Muldrew K, Hurtig M, Novak K, Schachar NS and McGann LE. Localization of freezing injury in articular cartilage. *Cryobiology* 31: 31-38, 1994.

Muldrew K and McGann LE. The osmotic rupture hypothesis of intracellular freezing injury. *Biophysical Journal* 66: 532-541, 1994.

Schachar N and McGann LE. Cryopreservation of articular cartilage. In: Bone and Cartilage Allografts: Biology and Clinical Application (GE Friedlaender & VM Goldber, eds). Park Ridge, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons, p. 211-230, 1991.

Rajotte RV, Warnock GL and McGann LE. Cryopreservation of Islets of Langerhans for transplantation. In: Low Temperature Biotechnology: Emerging Application and Engineering Contributions (JJ McGrath and KR Diller, eds), BED - Vol 10/ HTD Vol 98, pp 25-45, 1988.

McGann LE, Yang H and Walterson M. Manifestations of cell damage after freezing and thawing. *Cryo-biology* 25:178-185, 1988.

McGann LE, Stevenson M, Muldrew K and Schachar N. Kinetics of osmotic water movement in chondrocytes isolated from articular cartilage and applications to cryopreservation. *J Orthopaedic Res* 6:109-115, 1988.

McGann LE, Janowska-Wieczorek A, Turner AR, Hogg L, Muldrew KB and Turc J-M. Water permeability of human hematopoietic stem cells. *Cryobiology* 24:112-119, 1987.

McGann LE and Walterson M. Cryoprotection by dimethyl sulfoxide and dimethyl sulfone. *Cryobiology* 24:11-16, 1987.

Schachar NS and McGann LE. Investigations of low-temperature storage of articular cartilage for transplantation. *Clin Ortho and Related Res* 208:146-150, 1986.

Rajotte RV, Bruch LC, McGann LE, Secord DC and Turc J-M. Low-temperature cryopreservation of BB rat embryos of spontaneously diabetic rats. *Metabolism* 32:156-161, 1983.

McGann LE, Turner AR, Allalunis MJ and Turc J-M. Cryopreservation of human peripheral blood stem cells: Optimal cooling and warming conditions. *Cryobiology* 18:469-472, 1981.

КРИОБИОЛОГИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ

Локлей Э. МакГанн

Трансплантация природных и биосинтетических тканей все чаще используется в качестве эффективного вмешательства для самых разнообразных клинических ситуаций. Жизнеспособные ткани требуются для оптимального функционирования, например, в роговице для восстановления зрения, в коже при лечении пациентов с ожогами, в островках Лангерганса для лечения диабета, в сердечных клапанах и кровеносных сосудах. Консервирование играет огромную роль в том, чтобы получить и доставить наиболее подходящие образцы ткани. Криоконсервация часто является единственным методом для долгосрочного сохранения физиологической структуры и ее функции.

COMPUTATIONAL SENSORIMOTOR NEUROSCIENCE

Kelvin E. Jones, Ph.D.

Department of Biomedical Engineering University of Alberta Edmonton, CANADA

kejones@ualberta.ca

Research goal: to determine how the biophysical properties of single neurons interact within the neuronal networks that mediate the receiving of sensory activity and give rise to motor behaviour.

We humans often take the process of producing voluntary movement for granted, but for millions of people these simple, everyday acts are frustratingly difficult, if not impossible. For these people, with neurological movement disorders, some aspect of the sensorimotor system has been compromised.

An appreciation for the processes involved in controlling human movement has evolved not only from traditional fields rooted in biological, psychological and medical sciences but increasingly from robotics, informatics, and engineering. A new interdisciplinary research approach, called computational Neuroscience has emerged with the objective of quantitatively integrating knowledge from all of these areas. It is this research approach that we apply to questions of the human sensorimotor system. For an overview of this approach "Computational approaches to brain function" in *Nature* (<http://www.nature.com/neuro>).

please see the recent supplement entitled Neuroscience vol. 3, November 2000

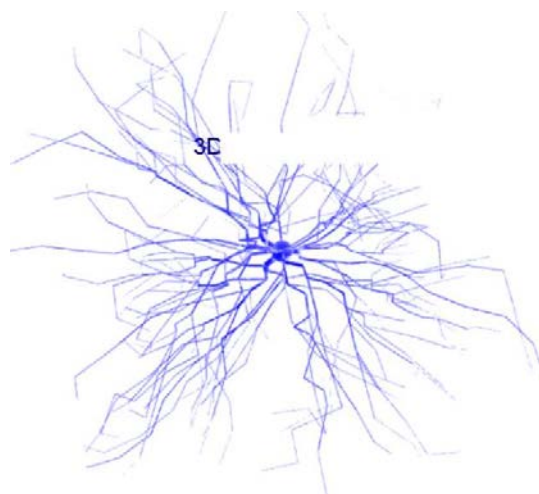


Figure 1 - Model of spinal cord motoneuron

Research Areas:

- Computational models of biophysically realistic neurons

- Decoding neural network activity during locomotion
- Models of control and learning in the human neuromuscular system
- Biologically motivated sensory coding schemes for proprioceptive perception
- Role of sensory feedback systems in motor learning and rehabilitation

The research in the lab spans a number of hierarchical levels in the nervous system: from models of the proteins involved in transmitting electrical and chemical information to psychological tests of motor learning. Thus students with backgrounds in both the physical and life sciences find research projects that challenge and interest them. Much of the research is devoted to basic medical science discovery and all the theoretical work is strongly linked to experimental data, especially neurophysiology. One of the areas of research that has more direct applications is the theme of motor learning. The work of several groups worldwide has led to exciting developments implying that the mechanisms underlying motor learning in psychophysical experiments may be useful for restoring sensorimotor function in patients. What is lacking is an understanding of the role played by different sensory signals (e.g. vision & proprioception) in models of motor learning and how sensory augmentation may be used to promote learning and plasticity of the human sensorimotor system.

The Flostation is used for experimental studies on visuomotor learning and recording of sensory activity in human subjects.

PUBLICATIONS BY THEME

NEURONAL MODELLING

1. Carlin KP, **Jones KE**, Jiang Z, Jordan LM, Brownstone RM (2000) Dendritic L-type calcium currents in mouse spinal motoneurons: implications for bistability. *Eur J Neurosci* 12(5): 1635-1646.
2. **Jones KE**, Carlin KP, Rempel J, Jordan LM, Brownstone RM (2000) Simulation techniques for localizing and identifying the kinetics of calcium channels in dendritic neurons. *Neurocomputing* 32-33: 173-180.
3. Dai Y, **Jones KE**, Fedirchuk B, Jordan LM (2000) Effects of voltage trajectory on action potential voltage threshold in simulations of cat spinal motoneurons. *Neurocomputing* 32-33: 105-111.
4. **Jones KE**, Bawa P (1999) A comparison of human motoneuron data to simulated data using cat motoneuron models. *J Physiol (Paris)* 93:43-59.
5. Dai Y, **Jones KE**, Fedirchuk B, Krawitz S, Jordan LM (1998) Modeling the lowering of motoneuron voltage threshold during fictive locomotion. *Ann N Y Acad Sci* 860: 492-495.
6. **Jones KE**, Bawa P (1997) Computer simulation of the responses of human motoneurons to composite Ia EPSPs: effects of background firing rate. *J Neurophysiol* 77:405-420.

HUMAN NEUROMUSCULAR SYSTEM: EXPERIMENT AND SIMULATION

7. **Jones KE**, Hamilton A, Wolpert DM (2002) The sources of signal dependent noise during isometric force production. *J Neurophysiol*, (in press).
8. Hamilton A, **Jones KE**, Lemon RN, Wolpert DM (in preparation) The coding of movements in the human motor system.
9. Bawa P, Chalmers GR, **Jones KE**, Soggard K, Walsh ML (2000) Control of the wrist joint in humans. *Eur J Appl Physiol* (2-3): 116-127.
10. Bawa P, **Jones KE** (1999) Do lengthening contractions represent a case of reversal in recruitment order? *Prog Brain Res* 123: 215-220.
11. Rossi-Durand C, **Jones KE**, Adams S, Bawa P (1999) Comparison of the depression of H-reflexes in upper and lower limb muscles in human subjects. *Exp Brain Res* 126: 117 - 127.

PROPRIOCEPTIVE SENSORY FEEDBACK AND MOTOR LEARNING

12. **Jones KE** and Wolpert DM (in preparation) Spatial Generalization of Motor Learning in Dynamic Environments Generated by Externally Imposed Forces and Muscle Stimulation.
13. **Jones KE**, Wessberg J, Vallbo AB (2001) Proprioceptive feedback is reduced during adaptation to a visuomotor transformation: preliminary findings. *NeuroReport* 12:4029-4033.
14. **Jones KE**, Wessberg J, Vallbo AB (2001) Directional tuning of human forearm muscle afferents during voluntary wrist movements. *J Physiol (Lond)* 536.2: 635-647.

ВЫЧИСЛИТЕЛЬНАЯ СЕНСОМОТОРНАЯ НЕВРОЛОГИЯ

Кевин Э. Джонс

Цель исследования: определить, как биофизические свойства отдельных нейронов взаимодействуют в рамках нейронных сетей, которые обеспечивают прием сообщений чувственной деятельности и приводят к двигательной активности.

ФУНКЦИИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ РИТМА СЕРДЦА ЗДОРОВЫХ ЛЮДЕЙ

Кузнецов А.А., Пермяков С.А.

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых, artemi-k@mail.ru

При исследовании ритмограмм, или диаграмм ритма сердца (ДРС) здоровых молодых людей в состоянии покоя следует ожидать естественной нормализации записи при росте ее длины [1, 2]. При двадцатиминутной записи электрокардиограммы (ЭКГ) возникают достаточные условия использования среднего значения RR-интервалов как наиболее вероятного значения на ДРС [1 – 3]. Для каждого обследуемого группы и для каждой регистрации ЭКГ одного обследуемого серии среднее значение RR-интервалов, являясь наиболее вероятным значением соответствующей ДРС, в общем случае – разное.

Цель работы – определение функции распределения наиболее вероятных значений RR-интервалов ДРС по группам и сериям регистраций ЭКГ здоровых людей и проверка возможности использования наиболее вероятных значений иных параметров вариабельности сердечного ритма.

Материалы и методы

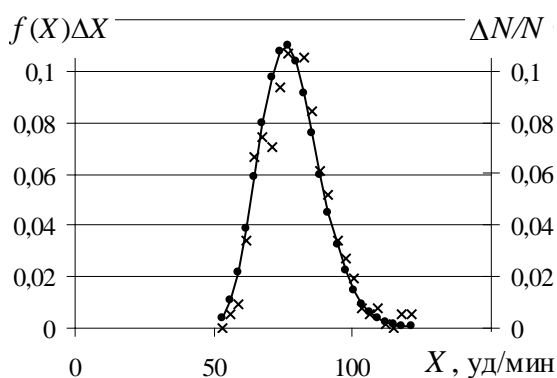
В исследование включены ДРС, конвертированные по 523 двадцатиминутным регистрациям ЭКГ на фиксированной частоте дискретизации 1000 Гц распределение без учета сезона, года и времени суток и на разных режимах частотной дискретизации. Регистрации ЭКГ проводились в одинаковых условиях покоя здоровых молодых людей [1 – 4]. Посредством встроенной процедуры принятой стандартной методики оценки вариабельности сердечного ритма (BCP), или «Heart rate variability» (HRV) программы «rEScreen» [5] комплекса регистрации электрокардиосигнала «AnnA Flash 3000» [6] определялись выборочные значения параметров BCP. К основным из них были отнесены: среднее значение R-R интервала (X), среднеквадратическое значение ДРС (SDNN или σ) и дифференциальной ДРС (RMSSD или σ_{Δ}), стресс-индекс (SI), полная спектральная мощность (TP) и отношение вкладов мощностей спектральных диапазонов низких (LF) и высоких частот (HF), обозначаемое LF/HF [1, 3, 7].

Характерным признаком ритмограмм здоровых людей является скошенность кривой распределения параметров BCP в сторону превалирования больших значений. Асимметрия исчезает и распределение приводится к виду нормального распределения, если вместо параметров BCP использовать их логарифмы. В таком случае значения параметров (P) распределены по логарифмически-нормальному закону, для которого среднее значение и стандартное отклонение определены как средний геометрический диаметр P_g и стандартное геометрическое отклонение σ_g , а функция плотности вероятности логарифмически-нормального распределения

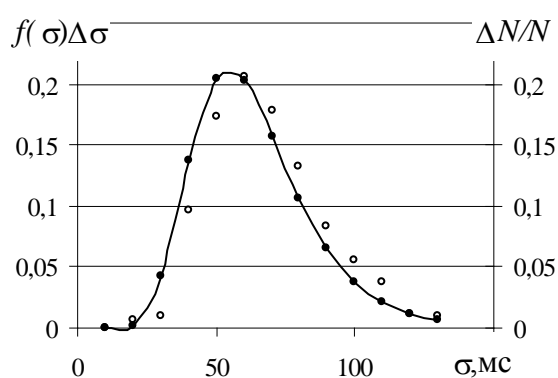
$$(ЛНР) \text{ представляется в виде [8, 9]: } f(P) = \frac{1}{P \ln \sigma_g (2\pi)^{0,5}} \exp \left[-\frac{(\ln P - \ln P_g)^2}{2 \ln^2 \sigma_g} \right].$$

Каждый из шести цифровых рядов параметров представлял выборку объемом $N = 523$ и был разбит на интервалы ΔN , по которым были рассчитаны относительные частоты событий (значений) $\Delta N/N$. По большему значению каждого интервала были рассчитаны значения функции $f(P)$ плотности вероятности ЛНР и оценки вероятности $f(P)\Delta P$. Результаты представлены на рис. 1 а – е. На графиках функции ЛНР показаны в одинаковых точечных обозначениях (\bullet), соединенных сплошной сглаженной кривой, а экспериментальные графики относительных частот событий показаны в точечном формате – без интерполяционных связей.

Сопоставительный визуальный анализ форм и взаиморасположения графиков показал, что экспериментальные точечные графики относительных частот событий близки по форме к кривым функций ЛНР, но целиком и в разной степени сдвинуты в сторону больших значений параметров. Особенно это заметно для рядов параметров σ , SI, σ_{Δ} и LF/HF (рис. 1 б – д).



а



б

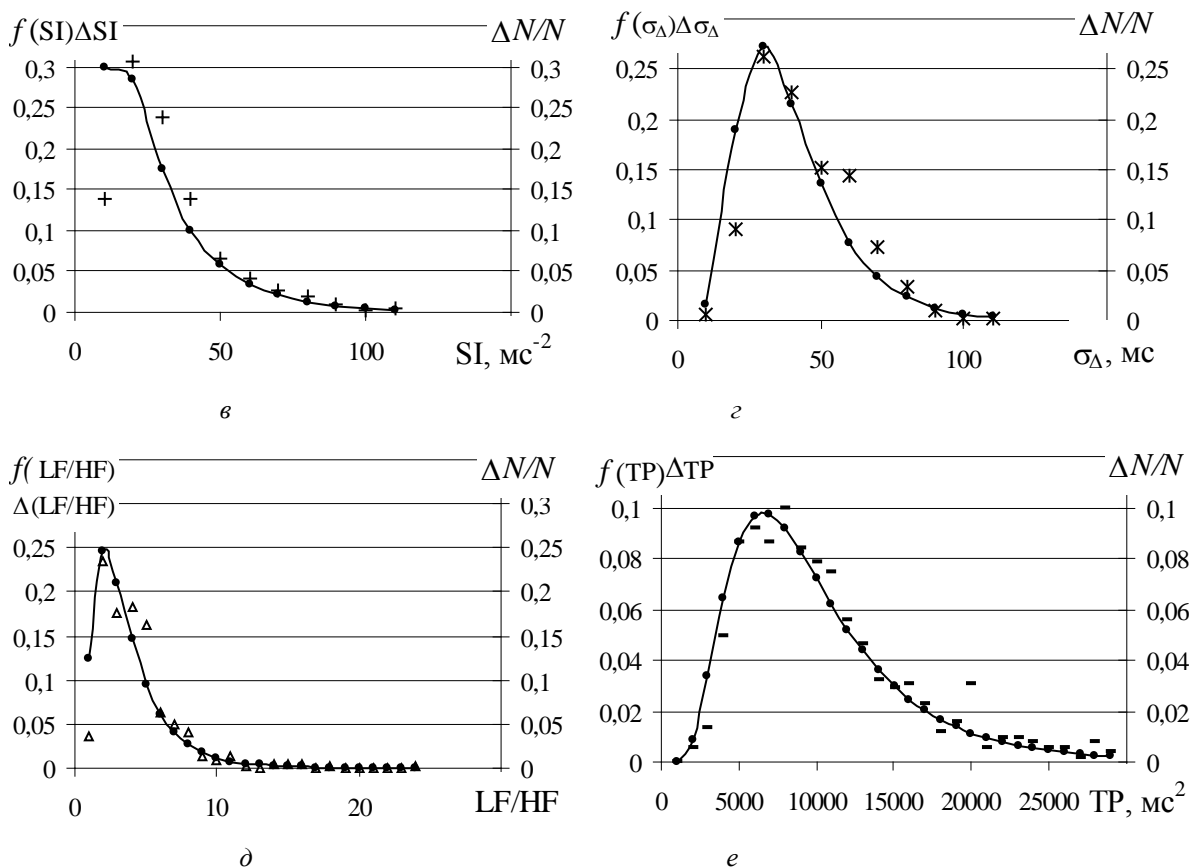


Рис. 1. Функциональные $f(P)\Delta P$ (•) и экспериментальные $\Delta N/N$ графики параметрических распределений: X (х, а), σ (о, б), SI (+, в), σ_{Δ} (ж, з), LF/HF (Δ , д), TP (-, е)

Доказательной проверкой ЛНР параметров ВСП, служит график прямой линии на логарифмически-вероятностной координатной сетке (рис. 2), формируемой по горизонтали суммарной долей значений параметров на ДРС равными или меньшими наибольшего размера каждого интервала размеров ($\Sigma \Delta N/N$), а по вертикали – наибольшим размером соответствующего интервала параметра P [8], с принятым общим обозначением единиц измерения в форме условных единиц (у. е.). В таблице приведена пояснительная информация по рис. 2 с указанием принятых обозначений, уравнений линий тренда и коэффициентов (R^2) достоверности аппроксимации.

По форме записи функции плотности вероятности ЛНР (см. выше) сдвигка функции целиком влево (вправо) по шкале аргумента (параметра P) принципиально не исполнима. Однако, экспериментальные данные систематически сдвинуты вправо по шкале параметра (см. рис. 1 а – е), например, на рис. 1 а данные по параметру X сдвинуты вправо на 3 уд/мин.

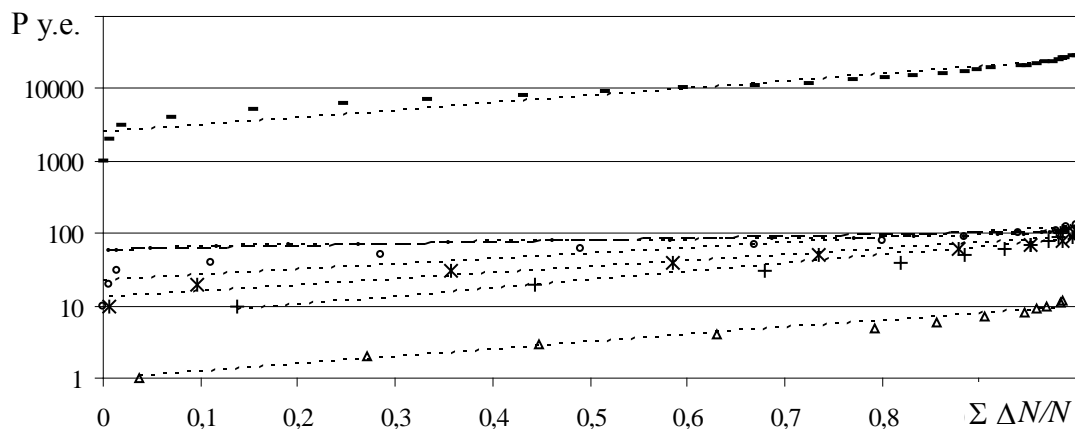


Рис. 2. Графики ЛНР параметров ВСП на логарифмически-вероятностной координатной сетке. Приведены линии тренда (табл.)

Таблица. Уравнения трендовых линий в принятых обозначениях по рис. 2

Р у.е.	Обозначения	Уравнение линии тренда	R ²
X, уд/мин	•	$X = 58,3e^{0,6\Sigma\Delta N/N}$	0,93
σ , мс	o	$\sigma = 22,2e^{1,7\Sigma\Delta N/N}$	0,85
SI, мс ⁻²	+	$SI = 6,1e^{2,6\Sigma\Delta N/N}$	0,94
σ_{Δ} , мс	ж	$\sigma_{\Delta} = 13e^{1,9\Sigma\Delta N/N}$	0,95
LF/HF	Δ	$LF/HF = 0,96e^{2,3\Sigma\Delta N/N}$	0,97
TP, мс ²	-	$TP = 2481e^{2,3\Sigma\Delta N/N}$	0,93

Несоответствие правосторонней сдвижкой экспериментального распределения относительно теоретического наблюдалось и ранее в нелинейной области анализа этих же ДРС и объяснялось конечностью длины записи ЭКГ [1, 2]. Ограничение же длины записи определено требованием стационарного состояния покоя, которое и определяет среднюю длину записи 20 минут [1, 3] за рамками которой спонтанно растет практически неконтролируемая психоэмоциональная составляющая функционального состояния, меняющая режим ВСР.

Выводы

1. Функции плотности вероятности стандартных параметров ВСР большой группы молодых здоровых людей одного возраста имеют форму логарифмически-нормального распределения.
2. Функция плотности вероятности производного параметра ВСР, стресс-индекса (SI), имеет форму логарифмически-нормального распределения.
3. Слабое правостороннее смещение экспериментального распределения относительно теоретического ЛНР определено конечностью длины записи ЭКГ.

Библиографический список

1. Кузнецов А.А. Системный анализ и обработка электрокардиографической информации. Дисс... д.т.н. – Н.Новгород: 2012. 297 с.
2. Кузнецов А.А., Пермяков С.А. О естественной нормализации диаграммы ритма сердца // Труды Нижегородского государственного университета им. Р.Е. Алексева. – Н.Новгород: Изд-во НГТУ. № 4 (97). 2012. С. 363 – 368.
3. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use // European Heart Journal. 1996. V.17. P. 354 – 381.
4. Кузнецов А.А., Сушкова Л.Т., Гуменный В.Г., Пермяков С.А., Шмиг А.А. Результаты весеннего обследования функционального состояния группы студентов // Труды Нижегородского государственного университета им. Р.Е. Алексева. – Н.Новгород: Изд-во НГТУ. Вып.1. 2013. С. 316 – 322.
5. Прилуцкий Д.А., Кузнецов А.А., Плеханов А.А., Чепенко В.В. Накопитель ЭКГ «AnnA Flash 2000» // Методы и средства измерений физических величин. – Н. Новгород: НГТУ. 2006. С. 31.
6. Medical Computer Systems, Zelenograd, Moscow: <http://www.mks.ru>
7. Баевский Р.М., Берсенева А.П. Введение в донозологическую диагностику. – М.: Слово. 2008. 176 с.
8. Райст П. Аэрозоли. Введение в теорию. – М.: Мир. 1987. 280 с.
9. Herdan G. Small particle statistics. – New York: Academic. 2nd ed. 1960.

DISTRIBUTION FUNCTIONS OF HEALTHY PEOPLE HEART RHYTHM PARAMETERS

A.A. Kuznetsov, S.A. Permjakov

The Vladimir state university, artemi-k@mail.ru

Distribution functions of heart rate variability the parameters most probable values on groups and series of healthy people electrocardiograms registration are determined. It is proved and shown in graphic and tabulated formats that they correspond to log-normal distribution function.

Key words: distribution function, heart rate variability parameters



ФУНКЦИИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ РИТМА СЕРДЦА БОЛЬНЫХ ЛЮДЕЙ

Кузнецов А.А., Пермяков С.А.

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых, artemi-k@mail.ru

Известно, что при донозологической диагностике в качестве стандартного и едва ли не единственного общепринятого в современной медицине аналитического метода используется метод оценки вариабельности

сердечного ритма (BCP) [1 – 3]. Этот метод оценочного анализа общего функционального состояния организма человека по кластеру параметров изменчивости ритма сердца, как статистический метод исследования дискретно-непрерывных реализаций физических процессов имеет жесткие требования и ограничения к объектам применения, определенные, прежде всего, содержанием эргодической гипотезы [4]. Поэтому правомерность применения метода BCP при нозологической диагностике клинических больных людей разного возраста и с разными патофизиологическими признаками в условиях интенсивной терапии вызывает большие сомнения [1 – 3, 5, 6]. Однако, эти же обстоятельства как минимум не ставят под сомнение попытку исследования форм функций распределения параметрических рядов BCP, созданных по регистрациям электрокардиограмм больших групп больных людей.

Цель работы – исследование возможности применения статистического подхода к параметрическим рядам показателей BCP больных людей.

Экспериментальная часть

Регистрации электрокардиограмм (ЭКГ) проводились во втором отделении монитором Холтера лицензированного комплекса амбулаторной регистрации электрокардиосигнала «AnnA Flash 3000» [7]. При первичной обработке данные ЭКГ конвертировались в ритмограммы, или диаграммы ритма сердца (ДРС) в форме последовательностей значений R-R интервалов.

За период 1998 – 2011 гг. проведено более 2000 регистраций ЭКГ в отделениях реанимации клинических учреждений города Владимира и области. После сертификации по выбранной длине записи (20 минут [1, 3]) и единой частоте оцифровки (1000 Гц) выбранной методике анализа оказались соответствующими ДРС по 126 регистрациям 31 обследованного клиента. Посредством встроенной процедуры «Heart rate variability» (HRV) программы «rEScreen» [8] комплекса «AnnA Flash 3000» для отобранных 126 ДРС определялись выборочные значения основных параметров BCP в соответствии рекомендациям стандартов [1] и известной методике донозологической диагностики Баевского Р.М. [2]. Во временной области анализа ДРС определялись: среднее значение $\langle X \rangle$, мода M_0 , вариационный размах ΔX , стандартное отклонение ДРС (SDNN, или σ) и дифференциальной ДРС (RMSSD). В частотной области анализа – полная спектральная мощность (TP), спектральные мощности диапазонов ультранизких (ULF: 0 – 0,00333 Гц), очень низких (VLF: 0,00333 – 0,04 Гц), низких (LF: 0,04 – 0,15 Гц) и высоких (HF: 0,15 – 0,4 Гц) частот [1, 3]. Здесь же дополнительно определялась общая спектральная мощность в объединенном диапазоне (ULF+ VLF: 0 – 0,04 Гц). В части ярусной технологии структурно-топологического анализа ДРС по методике, предложенной автором [3, 9 – 11], определялись количество информации, информационная энтропия I^* , избыток информационной энтропии i , количество k_n^* «рабочих» (наполненных) ярусов, средне-выборочное межъярусное расстояние $\langle \Delta_n \rangle$, энтропия $H(X)$ соответствующих 126 виртуальных рядов и фрактальная размерность F_g , рассчитываемая по формуле Хаусдорфа [12].

Результаты исследования

Оставляя в стороне правомочность применения метода BCP к анализу отдельных записей ЭКГ больных людей, и, тем не менее, не забывая о сомнительности научных результатов такого исследования, авторы преследовали проверку поставленной цели для кластеров параметров временной, частотной и нелинейной областях анализа. Формирование рядов параметров проводилось в хронологическом порядке записей ЭКГ. Рассчитанный по средним значениям интервал времени 126 регистраций находится в пределах $1165 \div 1425$ с. Групповые параметры BCP временной области анализа представлены в таблице 1.

Таблица 1. Групповые параметры BCP временной области анализа

n	$\langle X \rangle$, мс	M_0 , мс	σ , мс	ΔX , мс	RMSSD, мс	SI, мс ⁻²
2209 ± 94	585 ± 34	585 ± 34	31 ± 5	243 ± 36	26 ± 6	326 ± 73

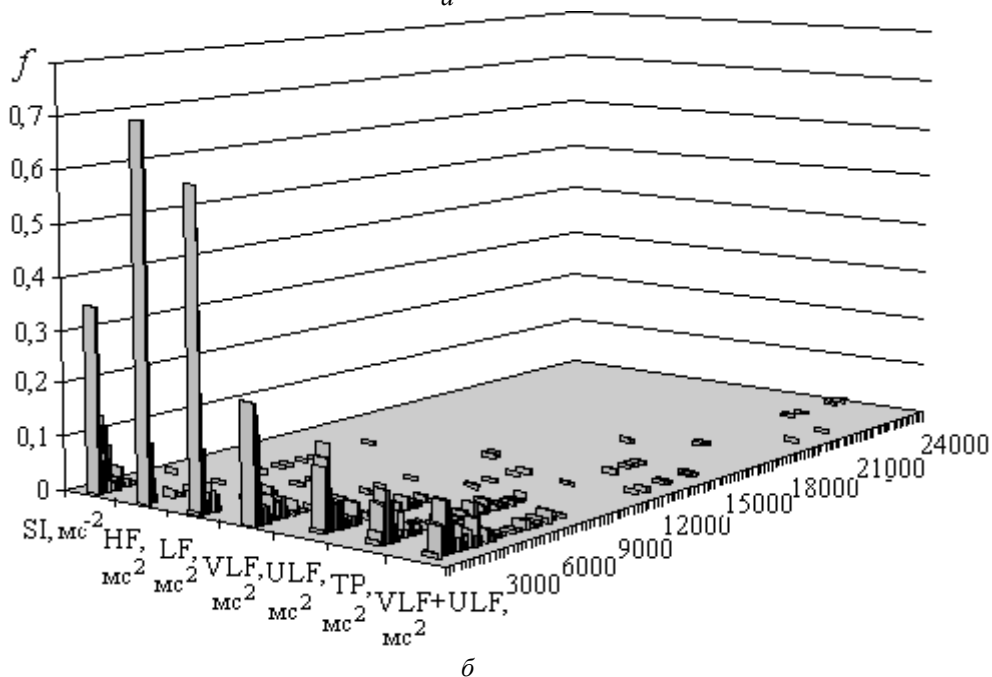
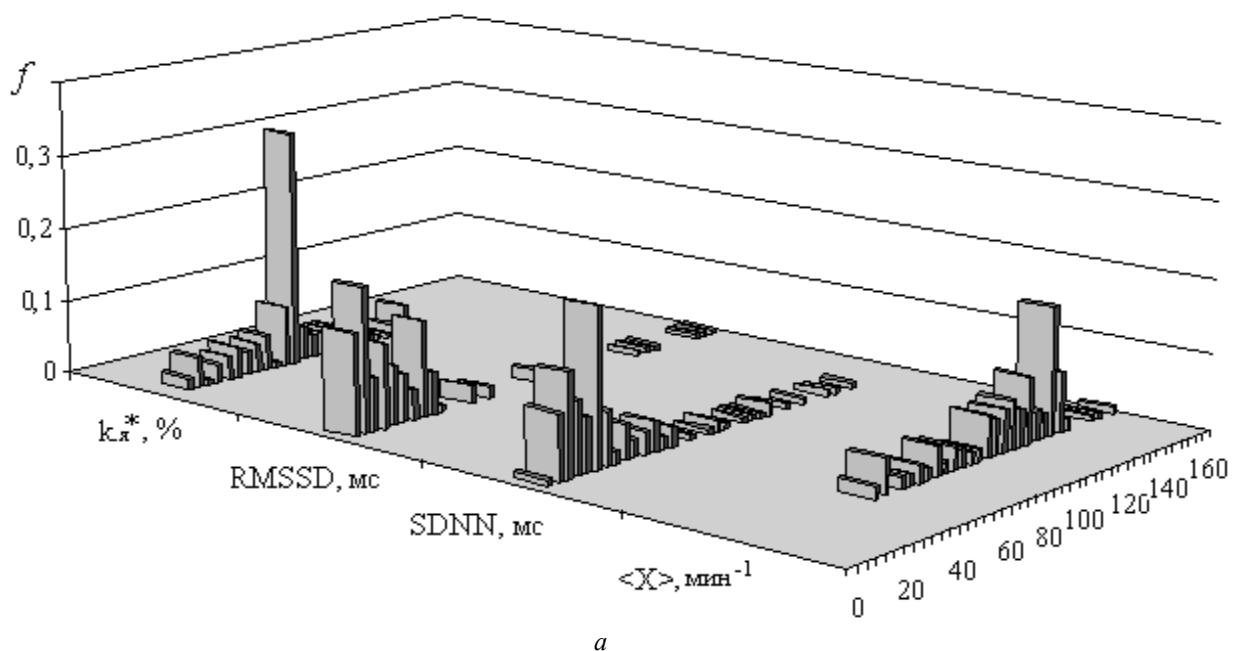
По сравнению с характерными значениями параметров BCP для ДРС здоровых людей, очевидно, значительное снижение всех значений, кроме параметра стресс-индекса SI, величина которого выросла в 10 раз. При снижении ΔX в полтора раза, средние выборочные значения по параметрам σ и RMSSD упали почти в два раза. Странный, идущий вразрез устоявшимся представлениям [13], результат получен по параметрам $\langle X \rangle$ и M_0 (табл. 1). Полное совпадение границ доверительных интервалов на шкале отсчета заставило авторов провести детальный анализ – по каждой записи. Оказалось, что по всем 126 ДРС отклонения значений M_0 от $\langle X \rangle$ не превышали $\pm 5\%$ и лишь для единичных записей – $\pm 10\%$. Такой результат указывает на одинаковое распределение по обоим параметрам и на возможность симметрии такого распределения.

При принятом уровне значимости $\alpha = 0,05$ значения доверительных интервалов варьируются в пределах 5 – 20%. Значительно больший разброс значений фиксируется для параметров BCP частотной области анализа, при общем снижении их средних значений относительно ДРС здоровых людей в 2 – 3 раза по всем частотным диапазонам. Замечено, что такое системное снижение «энергетики ритма» сердца больных людей сопровождается заметным относительным перераспределением спектральной мощности «слева направо» по частотной оси: от диапазонов ULF и VLF – к диапазону HF (табл. 2).

Таблица 2. Групповые параметры ВСП частотной области анализа

n	TP, мс ²	ULF, мс ²	VLF, мс ²	ULF+VLF, мс ²	LF, мс ²	HF, мс ²	LF/HF
2209 ± 94	3808 ± 928	2092 ± 566	855 ± 289	2947 ± 728	374 ± 163	488 ± 161	3,2 ± 0,6

Значительный разброс значений параметров ВСП по исследуемой группе обследуемых указывает на ее существенную неоднородность и, как указывалось выше, ставит под сомнение возможность использования результатов статистического метода для нозологической диагностики. Для сопоставления полученных результатов построены гистограммы распределений относительных частот f значений всех рядов параметров ДРС (рис. 1 а – в) и определены групповые параметры ДРС нелинейной области анализа (табл. 3). Компактное представление объединением гистограмм в диаграммы заставило использовать на шкале значений условные единицы и, сохраняя тенденцию представительства каждой диаграммой определенной области анализа, сделать небольшие перестановки и замены. Например, единицы измерения ритма переведены в удары в минуту ($\langle X \rangle$, мин⁻¹).



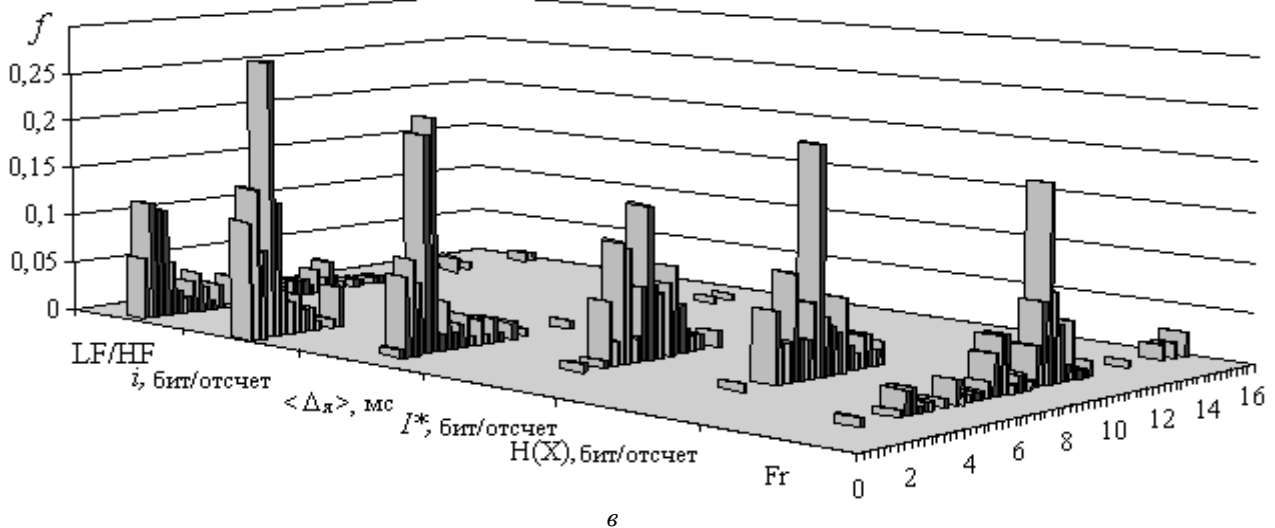


Рис. 1. Диаграммы гистограмм распределений относительных частот f значений параметров ДРС. Описание в тексте

С учетом этого диаграмма рис. 1 а представляет распределения групповых параметров по табл.1, диаграмма рис. 1 б большей частью соответствует данным табл. 2, а диаграмма рис. 1 в – табл. 3.

Таблица 3. Групповые параметры ДРС нелинейной области анализа

n	$k_{я}^*$	$k_{я}^*, \%$	$i, \text{бит}/n$	$\langle \Delta_{я} \rangle, \text{мс}$	$H(X), \text{бит}/n$	$I^*, \text{бит}/n$	Fr
2209 ± 94	102 ± 15	$49,7 \pm 3,7$	$0,7 \pm 0,1$	$2,78 \pm 0,43$	$6,58 \pm 0,19$	$5,37 \pm 0,17$	$9,3 \pm 0,5$

В части ярусной технологии структурно-топологического анализа ДРС число рабочих ярусов $k_{я}^*$ падает в три раза. Форма распределения величины $k_{я}^*, \%$, близкая к двухстороннему экспоненциальному распределению Лапласа, сохраняет симметрию и остается неизменной как и для групп здоровых людей, но сильно смещается влево в сторону меньших значений (табл. 3, рис. 1 а). Здесь же заметна попытка сохранить форму логнормальных распределений по группе параметров $\langle X \rangle$ и SDNN. А распределение по параметру RMSSD теряет эту форму. Распределение по параметру SI, логнормальное для здоровых людей практически выразилось в экспоненциальное одностороннее распределение (рис. 1 б). Любопытно, что распределения параметров частотной области анализа в той или иной мере (кривизны) повторяют форму экспоненциального одностороннего распределения без какой-либо функциональной связи между собой. Только распределение по параметру ULF (и соответственно TP и ULF+VLF) сохраняют форму логнормального распределения. Форма этого распределения практически не изменилась по сравнению с распределением для здоровых людей, но также как и остальные составляющие мощности спектральных диапазонов сильно сместилась влево по шкале значений (рис. 1 б). При упомянутом выше качественном изменении формы распределений по составляющим спектральной мощности диапазонов LF и HF по отдельности, форма распределения их отношения не меняется, подчиняясь логнормальному закону (рис. 1 в).

Обсуждение результатов

Рост стресс-индекса в 10 раз (см. табл. 1) свидетельствует о сильном напряжении регуляторных систем организма больных людей [2]. Подтверждением этому может служить сопоставление данных по табл. 1 – 3. Количественная характеристика рассеяния значений микропереходов на ДРС, определенная в форме стандартного отклонения (RMSSD) упала почти в два раза (см. табл. 1), а величина среднего межъярусного промежутка выросла в 3 раза, соотносясь общими структурными изменениями. Так число рабочих ярусов уменьшилось в три раза и составило менее половины от всех потенциально реализуемых ярусов (см. табл. 3).

Многовершинная форма распределений по параметрам i , $\langle \Delta_{я} \rangle$, I^* , $H(X)$ и Fr свидетельствуют о нелинейном характере управления ритмом сердца с дискретно-непрерывной режимной динамикой. Можно заметить качественно одинаковую форму распределений по параметрам: i , $\langle \Delta_{я} \rangle$ и I^* , $H(X)$. Форма экспоненциальной зависимости большой кривизны, характерная для распределения по параметру Fr для здоровых людей сильно качественно и количественно видоизменяется, обретая очевидные признаки многомодальности при сильном растяжении по шкале значений (рис. 1 в). Реализованный на ДРС ритмический сигнал, обретая большую структурированность и элементы самоподобия, становится преобладающе детерминированным, теряя хаотическую составляющую.

С учетом вышесказанного резонно предположить, что рост напряжения регуляторных систем организма определяется относительным ослаблением вегетативного влияния и падением результирующего эффекта регуляции при росте влияния центральной нервной системы и увеличении результирующего эффекта управления, определенным дискретно-непрерывной режимной динамикой.

Выводы

1. Параметры ВСР для больных людей принимают значения в 1,5 – 4 раза меньше, а параметр SI резко возрастает. Распределения параметров ВСР теряют форму логнормального, кроме параметров LF/HF и TP.
2. Отсутствие выраженной формы функции распределения плотности вероятности по всем параметрам ВСР для больных людей указывает на невозможность применения статистического подхода к групповым параметрам ВСР и объясняется сильной неоднородностью произвольных групп больных людей.
3. Неоднородность произвольных групп больных людей трактуется разной и нелинейной реакционной способностью работы сердца при сильном напряжении регуляторных систем организма.
4. Нелинейная реакционная способность работы сердца больных людей при сильном и длительном напряжении механизмов регуляции определяется ростом управляющего влияния со стороны центральной нервной системы с дискретно-непрерывной режимной динамикой.

Библиографический список

1. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use // European Heart Journal. 1996. V.17. P. 354 – 381.
2. Баевский Р.М., Берсенева А.П. Введение в донозологическую диагностику. – М.: Слово. 2008. 176 с.
3. Кузнецов А.А. Системный анализ и обработка электрокардиографической информации. Дисс... д.т.н. – Н.Новгород: 2012. 297 с.
4. Матвеев А. Н. Молекулярная физика: учеб. пособие для физ. спец. вузов.– М.: Высш. шк. 1987. 360 с.
5. Кузнецов А.А., Чепенко В.В. Патологический анализ категорий функционального состояния организма // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии. Труды X международной конференции ФРЭМЭ'2012. В 3-х книгах. Кн. 1. 2012. С. 84 – 87.
6. Кузнецов А.А. Физиологические категории функционального состояния // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии. Труды X международной конференции ФРЭМЭ'2012. В 3-х книгах. Кн. 1. 2012. С. 91 – 96.
7. Прилуцкий Д.А., Кузнецов А.А., Плеханов А.А., Чепенко В.В. Накопитель ЭКГ «AnnA Flash 2000» // Методы и средства измерений физических величин. – Н. Новгород: НГТУ. 2006. С. 31.
8. Medical Computer Systems, Zelenograd, Moscow: <http://www.mks.ru>
9. Кузнецов А.А. Энтропия ритма сердца: монография. – Владимир: Изд-во Владим. гос. ун-та. 2009. 172 с.
10. Кузнецов А.А. Измерительные характеристики и свойства информационной энтропии диаграмм ритма сердца // Измерительная техника. 2011. № 7. С. 65 – 70.
11. Кузнецов А.А. Связь между временными и структурно- топологическими характеристиками диаграмм ритма сердца здоровых людей // Информатика и ее применения. 2010. Т. 4. Вып. 4. С. 39 – 48.
12. Неймарк Ю.И., Ланда П.С. Стохастические и хаотические колебания. – М.: Наука. 1987. 424 с.
13. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы (Справочник)/ под ред. Т. С. Виноградовой. – М.: Медицина. 1986. 416 с.

DISTRIBUTION FUNCTIONS OF ILL PEOPLE HEART RHYTHM PARAMETERS

A.A. Kuznetsov, S.A. Permjakov

The Vladimir state university, artemi-k@mail.ru

Distribution functions of heart rate variability the parameters most probable values on groups and series of ill people electrocardiograms registration are determined. It is shown in graphic and tabulated formats that they none correspond to log-normal distribution function. The analysis of discrepancy is carried out, the reasons and author's treatment of physiological mechanisms of regulation and management of ill people heart rhythm are specified

Key words: distribution function, heart rate variability parameters, ill people.



РЕАЛИЗАЦИЯ НЕПРЕРЫВНОГО ИЗМЕРЕНИЯ СОПРОТИВЛЕНИЯ ИЗОЛЯЦИИ ДЕЙСТВУЮЩИХ ЭЛЕКТРОУСТАНОВОК УЭЦН С НЕЗАЗЕМЛЁННОЙ НЕЙТРАЛЬЮ ТЕЛЕМЕТРИЧЕСКИМИ СИСТЕМАМИ

Кузнецов А.В., Никитин О.Р.

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых

Ovod2013@mail.ru

Одним из методов добычи нефти является откачка нефтесодержащей жидкости из скважин с помощью погружных установок электроцентробежных насосов (УЭЦН). Для привода погружных насосов применяются погружные электродвигатели (ПЭД). Питание ПЭД осуществляется трёхфазным напряжением, подаваемым по погружному кабелю, подключённому к вторичной обмотке трансформатора, например, ТМПН (трансформатор масляный повышающий напряжения). Первичная обмотка трансформатора питается от станций управления (СУ) различных типов. Для управления всеми функциями СУ служит один или несколько контроллеров. Общим свойством для всех СУ является управление работой ПЭД и защита его от нештатных режимов работы. Одна из функций СУ – измерение сопротивления изоляции линии «вторичная обмотка ТМПН – кабель погружной – обмотка ПЭД», выполненной с изолированной нейтралью.

От момента снижения сопротивления изоляции ниже допустимого уровня до разрушения оборудования либо возникновения пожара может пройти несколько секунд, поэтому СУ должна немедленно отключить питание установки по факту регистрации низкого сопротивления изоляции. Сопротивление изоляции силовой линии питания ПЭД является одним из важных измеряемых параметров СУ, требующих непрерывного контроля. Для выполнения этой функции в составе СУ есть устройство контроля изоляции (УКИ). УКИ может быть выполнено в виде отдельного устройства или быть интегрировано в контроллер СУ. УКИ для контроля изоляции подключается к «0» звезды вторичной обмотки ТМПН.

Повреждение изоляции одной из жил погружного кабеля приводит к увеличению переменного напряжения в точке измерения сопротивления изоляции, что является помехой на входе УКИ.

Необходимо отметить, что замыкание одной фазы на «землю» не влияет на работу ПЭД и, соответственно, насоса и установка продолжает качать нефть из скважины. После остановки УЭЦН по низкому сопротивлению изоляции потребители часто идут на риск, нарушают собственный регламент по эксплуатации оборудования скважины, отключают защиту по этому параметру и запускают установку в работу. Отключение защиты по сопротивлению изоляции в СУ моделей ШГС производилось отключением провода от «0» ТМПН, они не имели других способов оперативного отключения защиты. В этом случае на вход УКИ не попадало высокое напряжение с «0» ТМПН и не требовалось специальных устройств защиты, максимальное напряжение на этом входе не превышало 100 В согласно паспорту на УКИ. В последующих моделях СУ, имеющих в своём составе микроконтроллеры, по негласному требованию заказчиков, отключение данной защиты ввели в программу управления контроллера СУ. Это приводит к тому, что при работе УЭЦН с отключённой защитой по сопротивлению изоляции высокое напряжение до 2800 В может поступать на вход УКИ продолжительное время.

Основными направлениями работ по разработке устройств контроля изоляции является увеличение помехозащищённости и надёжности работы УКИ в составе СУ.

Время срабатывания защиты по низкому сопротивлению изоляции в применяемых СУ не превышает одной секунды.

Для контроля состояния и работы УЭЦН в её состав могут быть включены датчики температуры, давления, вибрации, расхода и т.д., сигналы которых обрабатываются блоком погружным телеметрической системы (ТМС). Погружной блок ТМС (БП), как правило, пристыковывается к ПЭД в нижней части и подключается к «0» звезды обмотки ПЭД. БП устанавливается внутри СУ и подключается к «0» звезды вторичной обмотки ТМПН, при этом штатное УКИ СУ отключается и функции контроля сопротивления изоляции переходят к БП, который в свою очередь передаёт данные о сопротивлении изоляции и данные датчиков от БП в контроллер СУ по интерфейсам RS485 или RS232. То есть, в качестве линии связи между блоками служит «0» ТМПН, силовой кабель питания ПЭД, «0» ПЭД.

Проведённые эксперименты показали, что при работе ТМС наблюдаются периоды длительностью 10-40 секунд, во время которых на контроллер СУ передаются данные последнего измерения сопротивления изоляции независимо от текущего значения сопротивления изоляции. В течение этого времени производится приём данных от погружного блока и не измеряется сопротивление изоляции.

Результаты экспериментов приведены на рис. 1.

- 1- Включение питания БН.
- 2- Подготовка к измерению сопротивления изоляции, зарядка ёмкости фильтров и линии связи.
- 3- Начало измерения сопротивления изоляции.
- 4- Подача положительного напряжения питания на блок погружной, перезарядка ёмкости фильтров и линии связи.
- 5- Измерение параметров блоком ТМСП.
- 6- Передача данных на блок наземный.
- 7- Передача данных завершена.

8- Подготовка к измерению сопротивления изоляции, перезарядка ёмкости фильтров и линии связи.

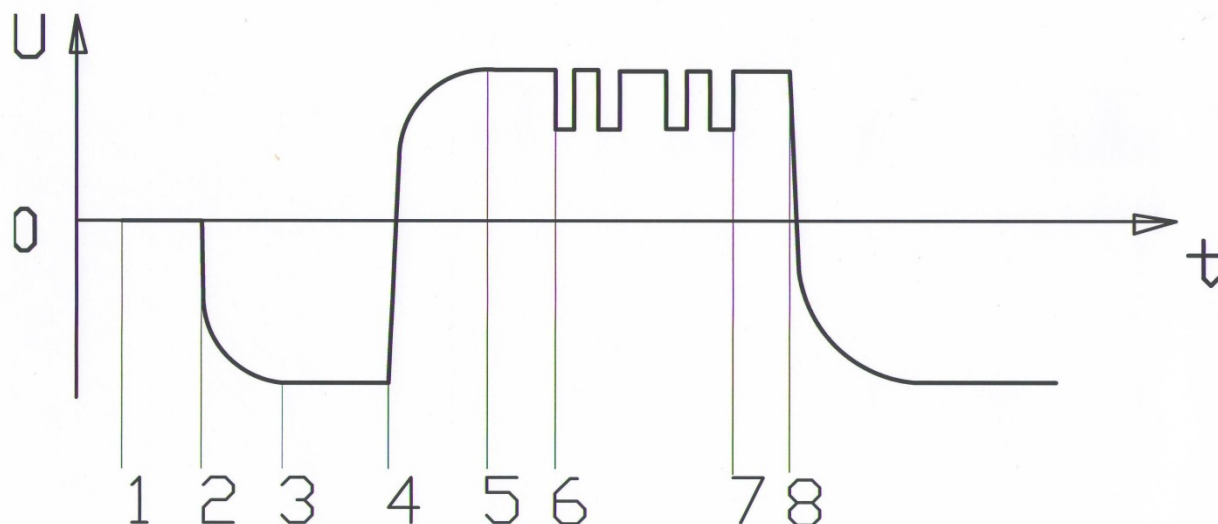


Рис.1. Напряжение на линии связи во время работы ТМС.

Проведённый анализ технических решений УКИ ТМС показал, что в течение этих периодов происходит получение данных от погружного блока. Передача данных от БП к БН производится, как правило, в цифровом виде методом повышения и снижения нагрузки источника положительного напряжения, расположенного в БН, с помощью транзисторного ключа и нагрузочного резистора, расположенных в БП. Длительность цикла передачи данных достигает 30-40 секунд. Это напряжение положительной полярности используется для питания погружного блока, в силу чего измерение сопротивления изоляции в это время не производится. Для измерения сопротивления изоляции на выход БН подаётся напряжение минус 100-200 В и после перезарядки ёмкости кабеля линии связи, конденсаторов фильтров наземного и погружного блоков производится измерение сопротивления изоляции и передача полученного результата в контроллер СУ. Время цикла измерения сопротивления изоляции и передачи на контроллер СУ не превышает одной секунды.

В некоторых ТМС, например, производства ЗАО «Электон», для косвенного контроля сопротивления изоляции во время приёма параметров производится измерение напряжения помехи на входе БН. При превышении скорости нарастания или заданного порогового значения напряжения помехи производится переключение БН в режим измерения сопротивления изоляции. Но и в этом случае остаётся около 15 секунд на перезаряд ёмкости кабеля линии связи и конденсаторов фильтров наземного и погружного блоков, в течение которых измерение сопротивления изоляции не производится.

Наблюдается техническое противоречие: для измерения сопротивления изоляции необходимо от БН в линию связи непрерывно подавать напряжение отрицательной полярности, а для питания БП в эту линию связи необходимо подавать напряжение положительной полярности для питания БП и передачи данных.

Предлагается два варианта решения данной проблемы:

1. Для питания БП использовать переменное напряжение частотой 400-500 Гц, а для измерения сопротивления изоляции и передачи данных использовать положительное напряжение.
 - 1.1. В этом случае неконтролируемое время сопротивления изоляции составит 0.3-0.5 секунды во время замкнутого состояния ключа.
 - 1.1. Отсутствие тока подмагничивания, протекающего через дроссели фильтра БН, позволяет применить более простой фильтр на входе блока без уменьшения помехозащищённости и надёжности работы с уменьшенной ёмкостью конденсаторов фильтра, что позволяет увеличить скорость передачи данных.
 - 1.2. Питание БП переменным напряжением позволяет исключить фильтр на входе этого блока, что позволяет увеличить скорость передачи данных.
 - 1.3. Для передачи данных применить транзисторный ключ на напряжение 4 кВ и варисторы для его защиты от импульсного напряжения, что позволит сохранить надёжность работы блока.
 - 1.4. Данное решение применено автором в серийно выпускаемых ТМС производства ООО «Орион».
2. Для питания БП и передачи данных использовать переменное напряжение частотой 400-500 Гц и положительное напряжение для измерения сопротивления изоляции.
 - 2.1. Передача данных производится изменением нагрузки генератора переменного напряжения в БН с помощью ключа и нагрузочного резистора в БП.
 - 2.2. Приём данных в БН производится измерением тока потребления генератора.

- 2.3. Отсутствие в составе БН источника постоянного напряжения и фильтра для приёма данных, а в БП высоковольтного ключа и варисторов защиты упрощают конструкцию блоков и увеличивают надёжность.
- 2.4. Измерение сопротивления изоляции производится непрерывно.
- 2.5. На данное решение подана заявка.

Таким образом, предложенные технические решения УКИ ТМС позволяют выполнить требования потребителей в части непрерывности измерения сопротивления изоляции при высокой помехозащищённости.

ИМИТАЦИЯ СИГНАЛОВ ИСТОЧНИКА ЦИФРОВЫХ СООБЩЕНИЙ

Алышрайдэх А., Жоау А., Самойлов А.Г., Самойлов С.А.

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых ags@vlsu.ru

Аннотация. Предложена схема имитации сигналов источника цифровых сообщений, позволяющая создавать сигналы, адекватные реальным, с нестационарными во времени характеристиками. Предложенная схема несколько сложнее существующих, но дает возможность исследовать методы помехоустойчивого кодирования медицинских телеинформационных сигналов, используя адекватные реальным сигналы.

Цифровые методы передачи информации в настоящее время активно применяются в радиосвязи, телерадиовещании, в средствах видеоконтроля, в медицинском телевидении и в других телекоммуникационных системах. Переход на цифровые методы передачи информации позволил значительно эффективнее использовать частотный спектр, а за счет применения методов помехоустойчивого кодирования и возможностей рекомбинации сигналов на приемной стороне существенно повысил достоверность передачи информации.

При разработке оборудования для передачи цифровой информации в качестве источника сообщений как правило используют бинарные цифровые потоки, формируемые стандартными генераторами импульсов, создающими сигналы из чередующихся единичных и нулевых посылок. Этот путь имитации сигналов цифровых сообщений очень просто реализуем, но для ряда технических приложений, например, использующих помехоустойчивое кодирование сигналов, может приводить к некорректным оценкам достоверности передачи информации. Причина этого заключается в возможности не правильного восстановления ошибочных символов при размножении ошибок в случаях неверного декодирования помехоустойчивым кодом принимаемой бинарной последовательности.

Распространенный подход при моделировании сигналов источников сообщений состоит в применении генераторов псевдослучайных последовательностей импульсов максимальной длины. Такие устройства подробно исследованы и описаны [1-4], реализуются очень просто и в пределах периода псевдослучайной реализации дают результаты, адекватные реальным информационным сигналам, прошедшим процедуры дискретизации и квантования. Пример построения генератора псевдослучайной последовательности [3] показан на рис. 1. Схема содержит генератор тактовых импульсов (ГТИ), регистр сдвига (РС) и сумматор по модулю два \oplus и обеспечивает на выходе псевдослучайную последовательность импульсов (ПСПИ), в том числе с максимальным периодом повторения ПСПИ, определяемым выражением $T_{\text{макс}} = t_u (2^n - 1)$, где t_u - период

следования тактовых импульсов.

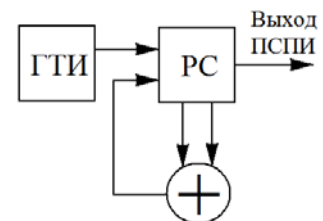


Рис. 1.

Спектральная плотность сигнала, вырабатываемого генератором ПСПИ, определяется согласно [1] следующим выражением

$$G(\omega) = \frac{u^2 2^{n+1}}{(2^n - 1)^2} \left[\frac{\sin(\omega t / 2)}{\omega t / 2} \right]^2 \sum_{K=1}^{\infty} \delta \left[\omega - \frac{2\pi K}{(2^n - 1)t_u} \right] + \frac{u^2}{2^n - 1} \delta(\omega),$$

где u – уровень сигнала единицы.

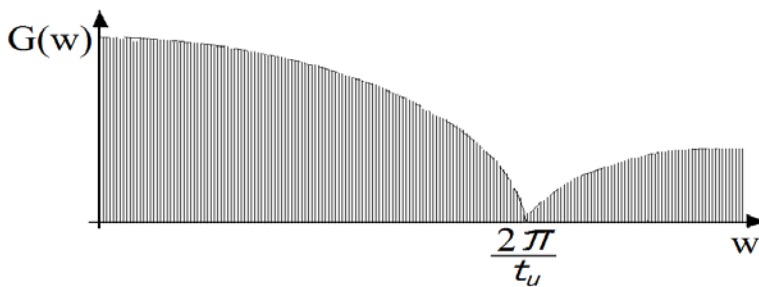


Рис. 2.

Наряду с удобством получения повторяющихся реализаций случайного процесса в качестве имитатора информационных сигналов цифровые потоки ПСПИ не всегда можно использовать, так как функция автокорреляции ПТСПИ является периодической функцией времени и отличается от аналогичных функций информационных сигналов, как правило, случайных и нестационарных.

Для корректного моделирования сигналов источника цифровых сообщений можно предложить использовать в этом качестве преобразованный сигнал генератора шума. Генераторы шумоподобных сигналов активно используются в различных отраслях радиотехники [4], но их применение не решает задачи корректно, так как условие нестационарности не выполняется и процесс остается псевдослучайным, то есть случайным на определенном интервале времени. Переход к шумовым процессам вместо шумоподобных дает возможность имитации цифровых потоков, адекватных по свойствам реальным цифровым информационным потокам.

Предлагаемая схема имитатора цифровых сообщений в виде случайной последовательности импульсов (СПИ) показана на рис. 3. В качестве источника шума (ИШ) можно использовать усиленные в управляемом усилителе (УС) шумы стабилитрона. Усиленный сигнал шума, после процедуры дискретизации (Д),

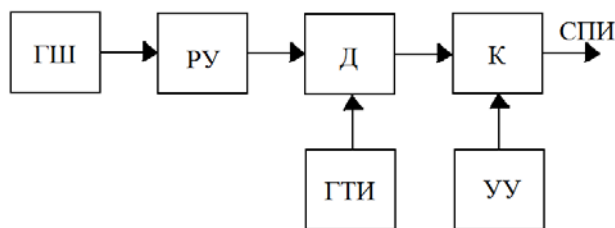


Рис.3.

осуществляемой с помощью генератора тактовых импульсов, и квантования (К), выполняемого с помощью устройства управления (УУ), будет иметь характеристики случайного и нестационарного во времени цифрового сообщения. Спектральная плотность СПИ из-за нестационарности сигнала от источника шума в отличие от показанной на рис.2 будет иметь перемещающееся во времени положение нулей спектра.

Библиографический список

1. Бобнев М.П. Генерирование случайных сигналов. – М.: Энергия. – 1971. – 240 с.
2. Галкин А.П., Лапин А.Н., Самойлов А.Г. Моделирование каналов систем связи. – М.: Связь. – 1979. – 96 с.
3. Авторское свидетельство об изобретении № 428373, G-06 / Генератор псевдослучайной последовательности импульсов / Галкин А.П., Никитин О.Р., Самойлов А.Г. – Бюлл. № 18. – С.137-138. – 1974.
4. Петрович Н.Т., Размахнин М.К. Системы связи с шумоподобными сигналами. – М.: Сов. Радио. – 1969. – 232 с.

IMITATION OF SIGNALS OF SOURCE DIGITAL MESSAGING

A. Alshraydeh, João A. , AG Samoilov, SA Samoilov

(Vladimir State University Alexander and Nicholay Stoletovs by name, ags@vlsu.ru)

Abstract. A scheme for signal simulation source of digital messages , allowing you to create signals adequate real time with non-stationary characteristics are proposed. The proposed scheme is several more complex creatures , but gives you the opportunity to explore the methods of error-correcting coding of medical data communications signals using adequate real signals.



Генералов Л.К., Коконов А.А.

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых

Повышение точности механической обработки всегда является важной задачей производства. Оценка востребованности широких технологических возможностей ОЦ показывает ограниченность их использования при точной обработке. Точность обработки деталей сложной формы на ОЦ различных моделей ограничивается 8-10 квалитетами. Чем выше требования к точности обработки деталей, тем выше стоимость используемого оборудования.

Поэтому разработка методик при использовании ИТ технологий для компенсации погрешностей механической обработки от действия сил резания, вызванных одновременным воздействием составляющих сил резания, упругих перемещений технологической системы по всем координатам, температурной погрешностью и даже погрешностью от применения смазочно-охлаждающих жидкостей, является актуальной задачей.

Множество факторов, учитываемых при создании моделей, обеспечивают эффективность использования информационных технологий для анализа и прогнозирования точности обработки.

Прямая задача ИТ – прогнозирование точностных параметров всех выполняемых размеров для заданной структуры многоинструментальной наладки и ее параметров (геометрия режущих инструментов, режимы резания).

Обратная задача может быть двух видов:

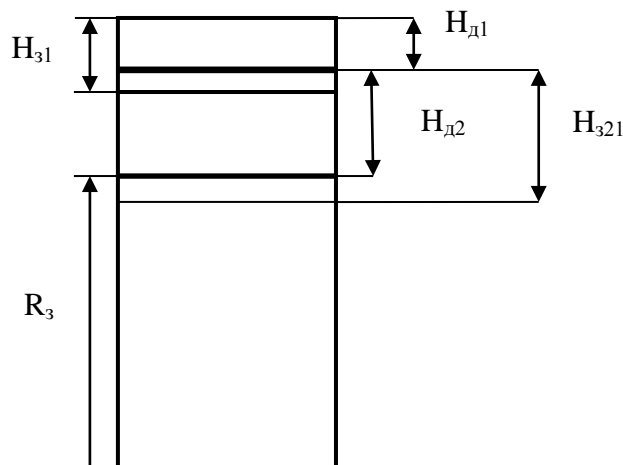
определение допустимых режимов резания для заданной структуры многоинструментальной наладки и заданных точностных показателей всех выполняемых размеров – задача управления многоинструментальной обработкой;

проектирование эффективной структуры многоинструментальной наладки для заданной схемы обработки и точностных показателей всех выполняемых размеров – задача формирования структуры наладки[1].

Ввиду существенной разницы уровней сложности анализируемых моделей погрешности целесообразно следующее их использование при решении перечисленных задач теории точности обработки:

простые типовые модели погрешности обработки, ориентированные на отдельные классы многоинструментальных наладок применительно к определенным группам станков, используют при разработке норм режимов резания;

сложные обобщенные аналитические модели (особенно имитационную стохастическую модель) используют в качестве базы в САПР соответствующих операций с многоинструментальными наладками общего вида.



В качестве практического применения рекомендуется апостериорный метод коррекции формообразующей траектории, заключающийся в разбиении обработки детали на несколько проходов. Погрешность обработки каждого прохода используется для формирования траектории обработки на следующем проходе.

Данный метод рассмотрен на рис.1 для двух проходов. Здесь H_{31} - заданная глубина резания на первом проходе. В силу упругих деформаций заготовки и технологической системы резец смещается в процессе обработки, а действительная глубина резания равна H_{d1} . Для получения необходимого размера детали R_3 и определения глубины резания на втором проходе H_{32} в программу обработки вводится коррекция. Ниже представлен способ ее получения.

Для первого прохода можно записать выражение:

$$\frac{H_{d1}}{H_{31}} = \frac{1}{1 + k_p/C_1} \quad (1)$$

где k_p - коэффициент линейаризованной зависимости силы резания от глубины, C_1 - жесткость технологической системы на первом проходе [3].

Разница заданной и действительной глубины резания:

$$\delta_1 = H_{з1} - H_{д1} \quad (2)$$

При известных заданной и действительной глубинах резания можно определить соотношение:

$$k_1 = \frac{k_p}{C_1} = \frac{H_{з1}}{H_{д1}} - 1 \quad (3)$$

Чтобы обеспечить выполнение размера R_3 , следует назначить такую глубину резания, чтобы $H_{д2} = H_{з1} + \delta_1$.

Для второго прохода можно записать соотношение:

$$\frac{H_{д2}}{H_{з2}} = \frac{1}{1 + k_p/C_2} \quad (4)$$

Из (1) и (3) можно вывести формулу отклонения размера на первом проходе:

$$\delta_1 = \frac{H_{з1} k_1}{1 + k_1} \quad (5)$$

После подстановки (2) и (5) в (4) и некоторых преобразований получаем зависимость для расчета заданной глубины резания на втором проходе:

$$H_{з2} = H_{з1} \left(1 + \frac{k_1}{1 + k_1} \right) \left(1 + \frac{k_1}{k_c} \right) \quad (6)$$

где $k_c = \frac{C_2}{C_1}$ - коэффициент изменения жесткости технологической системы на втором проходе.

Предложенный метод формирования скорректированной обработки можно промоделировать с помощью IT технологий. Метод теоритически является достаточно точным и может использоваться в производстве при обработке высокоточных и нежестких деталей.

Библиографический список

1. Базров Б.М. Основы технологии машиностроения – М.: Машиностроение, 2007 – 430 с.
2. Кошин А.А., Юсубов Н.Д. Элементы матричной теории точности многоинструментальной наладки в пространственных наладках. // Вестник машиностроения, 2013, № 9, с. 14-15.
3. Петраков Ю.В., Ковальчук Д.П. Повышение точности токарной обработки на станках с ЧПУ. // Вестник НТУУ, 2013, № 2, с. 134-135.

INFORMATION TECHNOLOGY AND MATHEMATICAL MODELING TO ENSURE THE ACCURACY OF PROCESSING OF MEDICAL PRODUCTS ON CNC MACHINES

Generalov L.K., Kokonov A.A.

Abstract

The analysis of precision machining and classification of processing models for turning and milling CNC machining centers. Proposed modeling stock removal during processing, measuring the size and shape of the part after the previous passes and formation of adjusted trajectory for finishing passes. Recommended to use the method for processing of critical parts or non-rigid parts with high precision requirements.

Keywords Adjustment, deforming properties, multi-instrument treatment, correction of forming trajectory, machining centers, cutting mode.



ИССЛЕДОВАНИЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ИМПЕДАНСА НА РУКЕ В РАЗЛИЧНЫХ ТЕМПЕРАТУРНЫХ УСЛОВИЯХ.

Исаков Р.В., Дахва М.С., Струнин Р.М.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых.

Eng_Dahwah@yahoo.com

Современный уровень медико-биологических исследований электрических свойств биологических объектов неограничивается изучением относительных изменений электропроводности (реография), а требует перехода к исследованию удельных электрических характеристик.

Возможность проведения импедансометрических исследований, неинвазивность измерений определяют перспективность широкого применения их в экспериментальных исследованиях и в клинике в качестве дополнительного диагностического критерия для количественной оценки патологических изменений в тканях и органах [3].

На сегодняшний день в клиническую практику прочно входят медицинские аппараты и системы, имеющие в своем составе, аппаратно-программные модули для определения значений импеданса биотканей. Среди них как диагностические (реографы, маммографы, томографы), так и терапевтические и хирургические системы.

Основной задачей любой системы измерения является представление достоверных данных об измеряемом объекте. Для систем измерения импеданса биологических тканей, степень этой достоверности, в свою очередь, определяется типом и состоянием биотканей, шумовой обстановкой и параметрами самой измерительной системы.

Исходя из вышесказанного в работе проводилось исследование распределения импеданса на руке в различных температурных условиях.

Биоимпедансный анализ основан на измерении электрической проводимости различных тканей тела. Практическое применение биоимпедансного анализа для характеристики состава тела человека, связано с работами французского анестезиолога Анри Томассета, выполненными в начале 1960-х гг [2].

История российских исследований и разработок в области биоимпедансного анализа насчитывает более 70 лет.

Первые работы по этой тематике были опубликованы в 1930-х гг. И в те же годы не большими партиями выпускалась биоимпедансная аппаратура для оценки приживаемости трансплантатов на основе данных об их электрической проводимости.

Метод основан на измерении импеданса (Z) всего тела или отдельных сегментов тела с использованием специальных приборов биоимпедансных анализаторов.

Электрический импеданс биологических тканей имеет два компонента: активное R и реактивное сопротивление X_c , связанные соотношением

$$Z=R +jX_c.$$

Материальным субстратом активно сопротивления R в биологическом объекте являются жидкости (клеточная и внеклеточная), обладающие ионным механизмом проводимости. Субстратом реактивного сопротивления X_c (диэлектрический компонент импеданса) являются клеточные мембраны.

Для измерения импеданса биоткани ее требуется подключить к источнику внешнего электрического тока.

Подключение производится при помощи электродов, устанавливаемых назаблаговременно выбранных участках поверхности тела. В зависимости от способа измерения число одновременно используемых электродов, а следовательно, и схема измерений могут отличаться.

Измеренная величина импеданса позволяет судить о состоянии кожного покрова и протекающих в нем физиологических процессах, в первую очередь связанных с кровообращением в коже.

В этой работе принцип измерения импеданса основан на двухэлектродном методе подключения, где на исследуемый участок накладываются 2 электрода, один из них служит для подведения тока и по этой причине подключен к внешнему генератору переменного напряжения. Второй электрод является измерительным и к нему подключается измерительный прибор.

Порядок исследования

В исследование были включены 4 испытуемых, проходящих измерение импеданса в различных температурных условиях.

Объектом исследования в данной работе является группа людей возрастом от 20 до 30 лет.

Измерение импеданса проводилось на 16 точках показанных на рисунке 1.

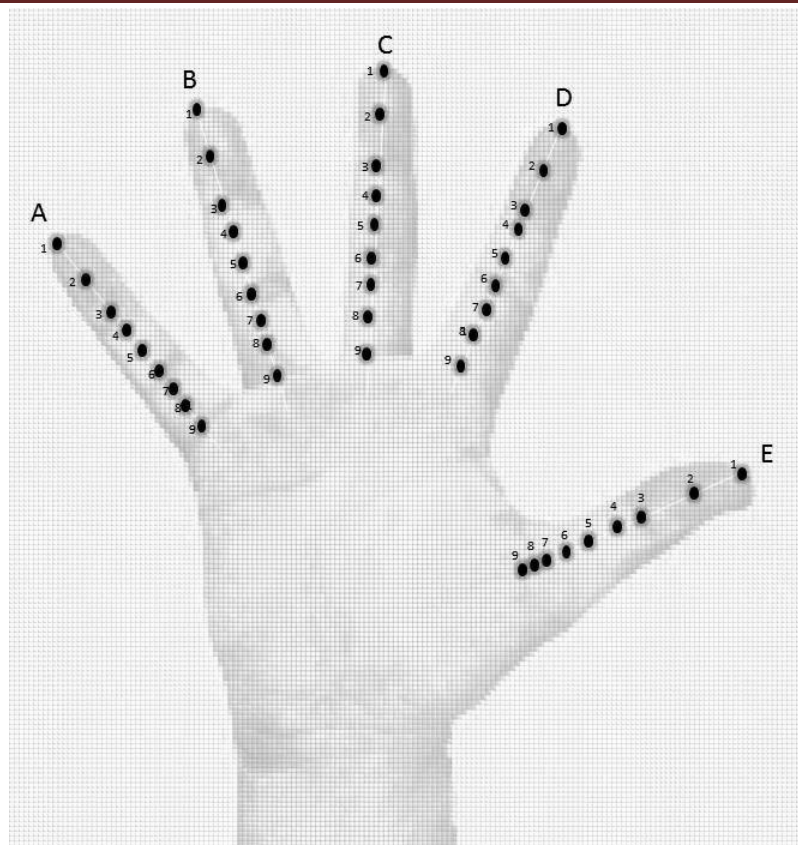


Рисунок 1 - Распределение точек измерения импеданса руки

В качестве примера на рисунке 2 приведены результаты измерения импеданса руки в различных температурных условиях.

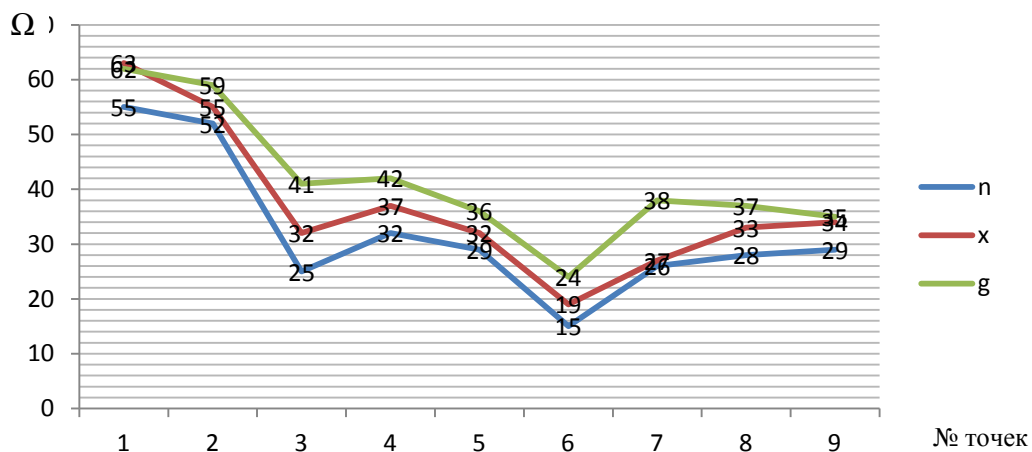


Рисунок 2 - Зависимость импеданса руки от температуры на пальце В, где n-измерения импеданса при температуре 25°, x-измерения импеданса при температуре >25°, g-измерения импеданса при температуре <25°.

Обсуждение результатов:

В результате исследования распределения импеданса ладони руки человека в различных температурных условиях, были получены показатели ткани биообъекта, на основе которых выявилась зависимость между температурными условиями и импедансом ткани. В результате имеются данные, показывающие прямо пропорциональную зависимость.

Измерения проводились относительно комнатной температуры, при повышении температуры происходит увеличение значения импеданса биообъекта, при понижении температуры среды, происходит понижение значение импеданса биообъекта.

Это проявляется у первого и второго испытуемых напальцах А и В.

В остальных точках зависимость импеданса от температуры среды не наблюдается.

Библиографический список.

1. Д.В.Николаев, А.В.Смирнов, И.Г.Бобринская, С.Г.Руднев. Биоимпедансный Анализ Состава Тела Человека: Москва .2009.
2. Исаков Р. В., Струнин Р.М. Биоимпедансный идентификатор личности. Блок обработки: Владимир.2012.
3. Давронов, Хасан Назарович. Электрические свойства биополимеров (биотканей): Душанбе – 2002.

STUDY THE EFFECT OF TEMPERATURE VARIATIONS OF THE HAND IMPEDANCE

Isakov R.V., Dahwah M.S, Stronen R.M.

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs

Eng_Dahwah@yahoo.com

In this research study we have a study of impedances change about temperature values in 16 pins of human hand.

In this research study has been taking group of people 4 individuals; the subjects selected were between the age group 20 to 30 years.

The impedance of hand in 16 point it was measurement in different temperatures greater and less than 25 degrees Celsius.

After the analysis and statistics ways the results of the study proved that there is no dynamic can describe the Changes of impedance in temperatures greater and less than 25 degrees Celsius.



СЕКЦИЯ 3

БИОМЕХАНИКА, ПРОБЛЕМЫ КОРРЕКЦИИ И ЛЕЧЕНИЯ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА

ИК ПИРОМЕТРИЯ ПАТОЛОГИЧЕСКОГО ПРОЦЕССА ПЛЕЧЕВОГО СУСТАВА В КЛИНИЧЕСКИХ УСЛОВИЯХ

Колесов С.Н., Муравина Н.Л., Копылов А.Ю., Орлов И.Я., Никифоров И.А.
Нижегородский НИИ травматологии и ортопедии Минздрава России,
Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского, orlov@rf.unn.ru

Термодиагностика – хорошо разработанный в отечественной и мировой науке диагностический метод. Практически каждая болезнь сопровождается изменением микроциркуляции, а значит, и термопродукции. Точное измерение температуры в правильном месте необходимо для решения как вопросов уточнения диагноза, но особенно для контроля эволюции очага патологии на фоне проводимого лечения. До самого недавнего времени углубленная термодиагностика была связана, в основном, с инфракрасной (ИК) термографией (тепловидением) – уникальным по критерию «достоверность / безвредность» методом, который позволяет определить распределение температуры по поверхности всего тела человека. На основании этих данных зачастую уже только по результатам тепловизионного обследования можно решать конкретные вопросы оценки функционального состояния очага патологии, диагностики синдромов заболевания [1]. В последние годы появились отечественные и зарубежные публикации об использовании с этой же целью дистантных ИК сенсоров, термометров, пирометров различных модификаций [2, 3, 4, 5].

Цель исследования. Изучить информативность показателей температурной реакции тканей плечевого сустава в уточнении топике страдания внутрисуставных образований плечевого сустава.

Привычный вывих плечевого сустава чаще возникает в молодом возрасте 16-30 лет. В большинстве случаев (90%) имеется передняя нестабильность и передний вывих плеча (головка плечевой кости сдвинута относительно плеча вперед), в меньшинстве (10%) – задний вывих. Сегодня **артроскопия** - неотъемлемая часть современной системы диагностики и лечения всех форм внутрисуставной патологии, позволяющая не только вылечить заболевание или травму сустава, но и вернуть пациента к активной трудовой жизни. Артроскопия часто используется для лечения различных заболеваний плеча, таких как субакромиальный импинджмент, остеоартроз ключично-акромиального сустава, разрыв вращательной манжеты, хронический тендинит и частичный разрыв сухожилия длинной головки бицепса, повреждение SLAP и нестабильность плечевого сустава. Поэтому очень важно определить область наиболее выраженного патологического процесса.

Материал и методика. По методике, разработанной в отделении теплорадиовидения Нижегородского научно-исследовательского института травматологии и ортопедии, обследовано 10 пациентов с патологией плечевых суставов, у которых диагноз верифицирован в ходе лечебно-диагностической артроскопии. Мужчин было - 5, женщин – 5. Возраст до 25 лет имел 1 пациент; от 26 до 40 лет - 3; от 41 до 60 лет - 6.

Инфракрасная (ИК) термометрия высокого поверхностного разрешения проводилась на беспроводном цифровом ИК-пирометре, разработанном сотрудниками кафедры радиотехники ННГУ им. Н.И.Лобачевского для медико-биологических исследований [6, 7]. В отличие от известных радиометров (пирометров) ИК излучения особенностью используемого прибора является модуляция излучения перед диафрагмированной двухканальной оптической системой, что позволяет устранить ошибки, связанные с возможным изменением температуры оптической системы [6].

Наличие специального светового целеуказателя обеспечивает контроль расстояния от приемного окна оптики прибора до объекта и измерение температуры с исследуемого участка его поверхности.

В приборе предусмотрено использование для связи с ПК беспроводного канала передачи данных стандарта ISM 868MHz (Industry Science Medicine), специально предназначенный для работы в медицинских учреждениях. Используя ПК, можно производить необходимую обработку полученных данных (например, вычисление дисперсии результатов измерения, минимальных и максимальных значений), их отображение в реальном времени в виде графика и цифровых значений, а также архивацию, подготовить протоколы

исследования, экспортировать данные в формат TXT и CSV для последующей обработки данных в таких программах как Excel, создавать и вести карту болезни пациента.

Измерение проводится по 4 областям (рис.1):

- *первая* – на передней поверхности плечевого сустава в области суставной щели (проекция передней фиброзно-хрящевой губы). *Ориентиры области измерения* – на середине вертикальной линии, восходящей от подмышечной впадины до акромиального отростка лопатки (по дельто-пекторальной борозде);

вторая – на наружной поверхности плечевого сустава в области суставной щели (проекция субакромиального пространства). *Ориентиры области измерения* – между акромиальным отростком лопатки и головкой плечевой кости;

третья – на задней поверхности плечевого сустава в области суставной щели (проекция задней фиброзно-хрящевой губы). *Ориентиры области измерения* – на 3 см ниже и 2 см медиальнее нижнего угла акромиального отростка лопатки;

четвертая – на верхней поверхности плечевого сустава в ямке над надостной мышцей (проекция суставного отростка лопатки, средней плече-лопаточной связки, подостной мышцы). *Ориентиры области измерения* – на 1 см медиальнее угла, образованного дистальным концом ключицы и остью лопатки.

В качестве контрольной области – проекция дельтовидной мышцы. *Ориентиры области измерения* – по наружной поверхности плеча на 4 см ниже акромиального отростка лопатки.

Для сравнения аналогичные измерения проводятся на здоровом или менее страдающем плечевом суставе в симметричных точках.

Репрезентативные точки выбирались исходя из проекции анатомических образований сустава на кожные покровы и доступов оперативных вмешательств, которые используются при артроскопии. В частности, передний порт - это доступ к медиальной части верхушки плечевого сустава (между верхушкой клювовидного отростка и плечевой костью). Используется при переломе Банкарта. Верхний порт - это доступ к субакромиальному пространству

Измерения на ИК пирометре проводили дистанционно в режиме непрерывной (сканирование) регистрации температуры. Параметры регистрации вводятся с блока управления прибора. Расстояние до измеряемого объекта контролируется с помощью светового целеуказателя. Световые лучи пересекаются на расстоянии 25 мм от корпуса прибора, при этом диаметр пятна (области измерения) 5 мм. Время одного замера определяется временем накопления сигнала (постоянная интегрирования). Результат измерения высвечивается на экране пирометра и одновременно заносится в программу компьютера. Точность измерения возрастает с длительностью накопления сигнала. При постоянной интегрирования, равной 5,125 сек., температурное разрешение прибора составляет 0,05С, погрешность измерения не выше 0,1С.

Результаты и их обсуждение. Д.И.Черкес-Заде с соавт. (1992) первый из отечественных авторов отметил очень важный факт: основной причиной развития привычного вывиха плеча и послеоперационных рецидивов бывает нестабильность плечевого сустава, обусловленных недостаточностью сумочно-связочного аппарата плечевого сустава. Нестабильность, как правило, становится результатом повреждения нескольких различных элементов сумочно-связочного аппарата, каждый из которых обладает определенной стабилизирующей функцией.

Эту закономерность подтвердили и наши данные изменения температуры, которые, как правило, регистрируются во всех отделах плечевого сустава, но более выраженные в проекции наиболее страдающей структуры.

Установлено, что в 2 из 10 случаев на стороне страдающего плечевого сустава зарегистрировано повышение радиояростной температуры во всех репрезентативных точках измерения, в том числе и в контрольной области. Наибольшие значения температуры выявлены на задней и верхней поверхностях. Только в 1 случае при большом сроке заболевания и патологии всех структур плечевого сустава с формированием комбинированной контрактуры зарегистрировано, напротив, снижение радиояростной температуры.

Изучена информативность пирометрических показателей для уточнения топике наиболее страдающих структур плечевого сустава. Наиболее схожие данные получены при обследовании в репрезентативных точках на *верхней* поверхности страдающего плечевого сустава. В 8 из 10 случаев на стороне патологии зарегистрировано повышение радиояростной температуры, из них у 6 пациентов термоасимметрия составила 0,9°С. В остальных 2 случаях ее значения составили 0.1-0,2°С, т.е. в пределах погрешности прибора. Только в 1 случае на стороне патологии выявлено существенное снижение температуры (на 0,8°С по сравнению с симметричной точкой), а еще в одном случае значения были одинаковые с обеих сторон.

Передняя поверхность плечевого сустава – область значимая для диагностики передней фиброзно-хрящевой губы. При обследовании только в 2 из 10 случаев зарегистрированы термоасимметрии за счет повышения радиояростной температуры на стороне поражения. При этом в 1 случае ее значения составили +2,2°С, в другом - +0,3°С. В 7 из 10 случаев, напротив, термоасимметрия была за счет снижения температуры. Из них в 3 случаях ее значения в пределах 0,9 -1,1°С, в 1 -0,5°С, в 2 - 0,2-0,3°С. Только в 1 случае показатели температуры были одинаковыми с обеих сторон.

Задняя поверхность плечевого сустава – область значимая для диагностики задней фиброзно-хрящевой губы. При обследовании на задней поверхности в половине случаев зарегистрировано повышение или, напротив, снижение радиояростной температуры страдающего плечевого сустава. В случаях повышения

температуры термоасимметрия в 1 случае составила $+2.4^{\circ}\text{C}$, в 3 - $+0.9-1.0^{\circ}\text{C}$, в 1 $+0.6^{\circ}\text{C}$. В случаях снижения температуры термоасимметрия в 2 случаях составила 0.6°C , в 3 - $0.3-0.4^{\circ}\text{C}$.

Наружная поверхность плечевого сустава – область значимая для диагностики субакромиального пространства. При обследовании в 6 из 10 случаев зарегистрирована термоасимметрия за счет повышения радиояркой температуры страдающего плечевого сустава. Из них в 1 случае с термоасимметрией $+1.4^{\circ}\text{C}$, в 2 $-+0.5-0.7^{\circ}\text{C}$, в 3 - $+0.1-0.2^{\circ}\text{C}$. В 2 случаях – за счет снижения температуры, но только у одного пациента ее значения составили 0.9°C , у другого 0.1°C , т.е. в пределах в пределах погрешности прибора. Еще в 1 случае показатели температуры были одинаковыми с обеих сторон.

В *контрольной* точке у 9 из 10 случаев зарегистрировано повышение температуры на стороне поражения, но только в 2 случаях значения термоасимметрии были существенные - 0.8 и 0.5°C . В остальных 7 – в пределах $0.1-0.2^{\circ}\text{C}$. В одном наблюдении показатели температуры были одинаковыми с обеих сторон.

Данные пирометрии четко коррелировали с рентгенографией, компьютерной томографией и операционными находками, обнаруженные при лечебно-диагностических санационных артроскопиях в виде частичного или неполном разрыва надостной мышцы, застарелом повреждении Банкарта с костно-хрящевым дефектом переднего края суставного отростка лопатки, умеренной лабильности переднего отдела капсулы и плече-лопаточных связок.

Выводы. Анализ проведенных обследований свидетельствует, что ИК изменения носят локальный характер и возникают в проекции нескольких структур плечевого сустава, при этом абсолютные значения температуры могут служить в качестве маркера наибольших повреждений.

Локальное повышение или снижение температуры в нескольких точках измерения больше погрешности прибора ($+0,1^{\circ}\text{C}$ и выше) свидетельствует о наличие патологии.

В зависимости от срока давности процесса патологии, степени повреждения анатомических структур плечевого сустава могут формироваться или признаки воспалительной реакции с повышением локальной температуры в их проекции или, напротив, ее снижения как результат разрушения и развития последующего дегенеративно-дистрофического процесса.

Значительное локальное повышение температуры ($+0,5^{\circ}\text{C}$ и выше) в конкретной точке позволяет по данным пирометрии предположить область наиболее выраженного патологического процесса и его распространенность.

Небольшой клинический материал позволяет сделать только предварительный вывод об информативности разработанной методики уточнения страдания плечевого сустава и целесообразности проведения дальнейших исследований.

Работа выполнена при поддержке гранта 11.G34.31.0066 Правительства РФ.

Библиографический список

1. Колесов С.Н., Воловик М.Г., Прилучный М.А. Медицинское теплорадиовидение: современный методологический подход. – Н.Новгород, 2008. – 268 с.
2. Густов А.В., Потехина Ю.П., Гафиятуллин И.А., Голованова М.В., Васильченко Н.А. \ Инфракрасная термометрия как скрининговый метод определения уровня метаболизма головного мозга. – Современные технологии в медицине. – 2010. – №2. – С.32-34.
3. Орлов П.И. Инфракрасная радиотермометрия в дифференциальной диагностике дистрофических и воспалительных заболеваний переднего отдела глаза. Вестник офтальмологии 2008; 2: 19–22.
4. Verkrusse W., Jia W., Franco W., Milner T.E., Nelson J.S. Infrared measurement of human skin temperature to predict the individual maximum safe radiant exposure (IMSRE). Lasers Surg Med 2007 Dec; 39 (10): 757–66.
5. Leandri M., Saturno M., Spadavecchia L., Iannetti G.D., Cruccu G., Truini A. Measurement of skin temperature after infrared laser stimulation. Neurophysiol Clin 2006; 36 (4): 207–218.
6. Пат. RU2345333 МПК G01J5/10. Модуляционный радиометр инфракрасного излучения /Орлов И.Я., Афанасьев А.В., Никифоров И.А., Орлов П.И., Терентьев И.Г. – 2007132025/28, заявл. 23.08.2007; опубл. 27.01.2009.
7. Orlov I.Ya., Afanas'ev A.V., Nikiforov I.A. High-precision Radiometer of Infrared Radiation. Automation Remote Control 2011; 72 (4): 345–349.

INFRARED PYROMETRY TO PATHOLOGICAL PROCESS DIAGNOSTIC OF THE SHOULDER-JOINT IN HOSPITAL ENVIRONMENT

Колесов С.Н., Муравина Н.Л., Копылов А.Ю., Орлов И.Я., Никифоров И.А.

Kolesov S.N., Muravina N.L., Kopylov A.Yu., Orlov I.Ya., Nikiforov I.A.

Nizhny Novgorod Research Institute of Traumatology and Orthopedics of Public Health Ministry of Russian Federation
Lobachevsky State University of Nizhni Novgorod

The first results in IR pyrometry of pathological process of the shoulder-joint in hospital environment have been gained. Research shows that the absolute values of the surface temperature could be a marker for the greatest damage within the time of shoulder arthroscopy.

РОЛЬ МОДЕЛИРОВАНИЯ В ИЗУЧЕНИИ СТРУКТУРНО-ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ВЗАИМОСВЯЗЕЙ КОСТНОЙ ТКАНИ КАК КОМПЗИТА

Матвейчук И.В., Розанов В.В., Литвинов Ю.Ю., Шутеев С.А.

Научно-исследовательский и учебно-методический центр биомедицинских технологий ГНУ ВИЛАР
Россельхозакадемии, Физический факультет Московского государственного университета имени
М.В.Ломоносова, Научный и информационно-методический центр «Базис», (г.Москва, Россия)
E-mail: nizbmtvilar@mtu-net.ru

Установление закономерностей морфогенеза и адаптивных перестроек костной ткани в норме и при действии многочисленных факторов эндогенной и экзогенной природы является одной из фундаментальных проблем морфологии, биомеханики и биоматериаловедения. Важное место в таких исследованиях занимает анализ существующих структурно-функциональных взаимосвязей в костной ткани с позиций биоматериаловедения. При этом «структура» (строение) рассматривается как определенная организация в пространстве тех или иных частей организма (молекул, органелл, клеток, тканей, органов и др.), их взаимоотношение друг с другом, а «биологическая функция» - как деятельность, т.е. изменение во времени и пространстве состояния, свойств структур организма и его самого как целого [1].

Учитывая методологические особенности проведения морфомеханических исследований, в частности, связанные с выделением фрагментов минерализованных тканей для последующей специальной пробоподготовки в соответствии с требованиями применяемых методов исследований, а также различные физико-химические воздействия на образцы, проведение подобных исследований *in vivo* является ограниченным. В этой связи возникает необходимость осуществлять ряд исследований *in vitro*. Среди других важных аспектов необходимо подчеркнуть ограниченное количество костной ткани человека, которое может быть взято для исследований, что обуславливает необходимость использования костной ткани животных.

Как показывают имеющиеся результаты структурно-функционального анализа на изучаемые свойства костной ткани влияют множество факторов биологической природы (пол, возраст, раса, уровень функциональных нагрузок, особенности питания, образ жизни и многие другие) [2]. В этой связи возникает необходимость использования моделей биологических тканей, а также моделирования процессов, имеющих место в норме и при различных патологических состояниях. Применение моделирования позволяет экспериментально выявить и аналитически описать закономерности строения и функционирования биологических тканей с учетом влияния многочисленных факторов биологической природы, каждый из которых является переменной величиной.

Авторами принята модель костной ткани как среды, состоящей из трех основных компонентов – органического, минерального и воды. С учетом данной композиционной модели проведен цикл исследований образцов костной ткани человека и животных различных таксономических групп (домашние и лабораторные животные). При этом использован комплекс современных информативных методов объективной регистрации особенностей структуры, композиционного, элементного состава костного вещества, позволивший разработать методологические подходы к оценке состояния костной ткани для различных медико-технических приложений, в частности, для биоимплантологии с целью использования полученных результатов при реконструктивно-восстановительных операциях в травматологии, ортопедии, челюстно-лицевой хирургии. Предложены критерии (морфологические, биомеханические, физико-химические и др.) выбора костных фрагментов для последующего изготовления из них имплантатов. Проведена апробация ряда новых экспериментальных методов, одним из которых является дифференциальная сканирующая калориметрия для определения содержания основных компонентов (органического, минерального) в образцах биологических минерализованных тканей и контроля технологического процесса получения образцов с заданной степенью деорганификации. Использование предложенного методологического подхода, основанного на сочетании результатов классических и инновационных методов, позволяет значительно расширить современные представления о костной ткани как природном композитном биополимере, получить его комплексную структурно-функциональную характеристику, необходимую для оптимизации процесса изготовления биоимплантатов и дальнейшего совершенствования здоровьесберегающих технологий [3].

Особую важность в подобных исследованиях приобретает научный подход, включающий изучение интегральных и дифференциальных характеристик костной ткани, основных ее компонентов, их вклада в обеспечение выполняемой костью функции.

На основе полученных данных разработана концептуальная модель костной ткани, согласно которой она рассматривается в качестве многокомпонентной, анизотропной многоуровневой гетерогенной среды, имеющей объемную ориентированную систему внутрикостных пространств. Такая среда способна реагировать на факторы физико-химической и биомеханической природы, а возникающие при этом изменения структуры, композиционного и элементного состава подчиняются коррелирующим с физико-механическими

характеристиками закономерностям, которые могут быть учтены в норме, в условиях эксперимента и патологии.

Морфомеханические характеристики, полученные при использовании представленных методических подходов, являются базисными для решения многих актуальных проблем, связанных с разработкой новых и совершенствованием существующих конструкционных материалов на основе природных аналогов, созданием современных методов диагностики и эффективных подходов к лечению при различных патологических состояниях опорно-двигательного аппарата. Кроме того, эти результаты способствуют развитию инновационных технологий физико-механической обработки биологических тканей [4].

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Новиков В.Д. Оценка взаимоотношений структуры и функции с позиции функциональных систем // Морфология, 2002, т.2, №5, с.19-24.
2. Денисов-Никольский Ю.И., Миронов С.П., Омеляненко Н.П., Матвейчук И.В. Актуальные проблемы теоретической и клинической ортоартрологии. – М.: ОАО «Типография «Новости», 2005. - 336 с.
3. Денисов-Никольский Ю.И., Матвейчук И.В., Розанов В.В. Инновационные подходы к структурно-функциональному анализу костной ткани для решения фундаментальных и прикладных задач в биоимплантологии и биоматериаловедении // Вопросы биологической, медицинской и фармацевтической химии, 2012, №1, с.223-228.
4. Розанов В.В., Матвейчук И.В., Северин А.Е., Сысоев Н.Н., Шутеев С.В., Чубаров В.В. Физические и биологические особенности высокоэнергетического гидродинамического воздействия на различные материалы и биологические ткани. – X Международная научно-техническая конф. «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» ФРЭМЭ'2012, Владимир-Суздаль, июнь 2012, Труды конф.

THE ROLE OF MODELLING IN THE STUDY OF STRUCTURE-FUNCTION RELATIONSHIPS OF BONE TISSUE AS COMPOSITE

Matveychuk I.V., Rozanov V.V., Litvinov Yu.Yu, Shuteev S.A.

Scientific and educational-methodic centre of bio-medical technologies of Russian Institute of medicinal and aromatic plants of Russian Academy of agricultural Sciences,

Physical faculty of Lomonosov Moscow State University, Scientific and Information-Methodical Centre «Basis» of Ministry of Education and Science of Russian Federation (Moscow, Russia)

E-mail: nizbmtvilar@mtu-net.ru

Authors have accepted the model of bone as a medium consisting of three main components - organic , mineral and water. With this composite model a cycle of researches of samples of bone tissue of humans and animals of different taxonomic groups (home and laboratory animals) was performed with the usage of modern informative methods of objective registration of peculiarities of the structure, composition, elemental composition of bone substance. These researches have allowed to develop methodological approaches to the assessment of the state of the bone tissue for different medical and technical applications, in particular, for bioimplantology with the aim of using the results for reconstructive-restorative operations in traumatology, orthopedics, maxillofacial surgery. Criteria (morphology, biomechanics, physical-chemical and other) were suggested for selection of bone fragments for further production of these implants. The approbation of a number of new experimental methods, in particular, differential scanning calorimetry have been made to determine the content of basic components (organic and mineral) in samples of biological mineralized tissues and control of technological process of obtaining samples with a given degree of deorganification. The use of the proposed methodological approach based on the combination of the results of classical and innovative methods, allows to expand considerably modern ideas of bone tissue as a natural composite biopolymer and to obtain integrated structural-functional characteristic necessary for optimization of the manufacturing process of bioimplantology and further improvement of health care technologies.

ВЕРТИКАЛИЗАТОРЫ И СМЕЖНЫЕ УСТРОЙСТВА: АНАЛИЗ СУЩЕСТВУЮЩЕЙ ФУНКЦИОНАЛЬНОСТИ И ВОЗМОЖНОСТЕЙ ЕЕ РАСШИРЕНИЯ

Брумштейн Ю.М., Ибрагимов Р.Р., Юлушев Б.-А.Г., Водопьянов А.Е.

Астраханский государственный университет, г.Астрахань, e-mail: brum2003@mail.ru

Вопросы двигательной реабилитации (ДР) актуальны для разных категорий лиц: тех, кто перенес травмы спинного мозга или инсульта [6], инфаркт миокарда; детей, страдающих ДЦП [7]; пациентов, длительное время находившихся в лежачем положении после переломов конечностей («на вытяжении») и пр. [11]; людей, получивших травмы опорно-двигательного аппарата (ОДА) и др. Спортивные травмы ОДА особенно характерны для бейсбола, футбола, баскетбола, регби, тенниса, фигурного катания, танцев на льду, спортивной

гимнастики и пр. Отметим, что в «профессиональных видах спорта» с регулярными соревнованиями (например, в футболе) и высоким уровнем оплаты игроков скорость их реабилитации после травм, проведения хирургических операций и др. может иметь большую экономическую значимость.

В процессах ДР важную роль играет т.н. «вертикализация» пациентов, т.е. приобретение/восстановление ими навыков удержания тела в вертикальном положении, а впоследствии – и передвижения в таком положении [7,8]. Для «вертикализации» сейчас есть много моделей оборудования [1,7,10], однако за редкими исключениями (например, [10]) оно не автоматизировано.

В настоящей работе ставилась **цель** - проанализировать функциональность существующего вертикализационного оборудования (ВО) и потенциальные возможности ее наращивания, в т.ч. за счет использования информационных технологий. Дополнительно рассматриваются также вопросы применения совместно с ВО «функционально смежного» оборудования и методик, в т.ч. предназначенных для таких целей: отработки навыков движений для некоторых видов спорта; анализа скорости реакций и координации движений при нахождении тела в наклонном положении; оценки скоростей восстановления физиологических параметров и координации движений после нагрузок; тренировки навыков управления некоторыми видами техники и пр.

Классификация ВО возможна по таким направлениям: возрастное предназначение («детское» и «взрослое») [1], причем «детское» часто делится еще и на подгруппы; для статичного (в одном месте) использования и мобильного; пассивное и активное; одноуровневое и многоуровневое; с прямым и обратным наклоном пациента. Есть также специальные (комбинированные) устройства, связанные с вертикализацией.

Простейший вариант ВО - столы-вертикализаторы (СВ) [1] с обратным наклоном, снабженные фиксаторами для тела и конечностей пациента в виде ремней, манжет и т.п., а также опорной площадкой для ног. В конструкциях ВО (причем не только СВ) обычно предусматриваются возможности регулировки креплений по росту пациента, а иногда и по длине его рук [1,7]. Большинство фирм предлагают также «размерные сетки» изделий ВО для пациентов разного роста. Отметим, что даже простые вертикализаторы зарубежного производства имеют довольно высокую стоимость, которая для относительно коротких периодов времени делает невыгодным их использование на дому. Для временного использования СВ на дому, расширение их доступности для населения могло бы быть обеспечено за счет передачи на нужный срок в семьи из «арендного фонда» медучреждений - однако в большинстве случаев таких фондов СВ нет.

Типичная методика использования СВ: пациента укладывают на стол в горизонтальном положении на спину; фиксируют креплениями корпус и конечности; поднимают СВ на заданный угол наклона (УН) - он обычно увеличивается от сеанса к сеансу; выдерживают пациента при этом УН определенный период времени; затем вновь опускают в горизонтальное положение. Фиксация УН таких СВ осуществляется обычно вручную винтами, а отсчеты УН - по угломерам. Для большинства СВ не характерны измерители УН с отсчетами на ЖК-панелях, встроенные таймеры и т.п. Установки УН и длительности выдерживания в наклонном положении определяются предписаниями врача, но могут быть скорректированы проводящим сеанс медработником - с учетом объективного состояния пациента и его субъективных ощущений.

Применение в СВ фиксаторов тела/конечностей в виде надувных элементов (НЭ) дает следующие преимущества: лучшее приспособление фиксатора к форме тела пациента; возможность изменения «подвижности» фиксируемого объекта - за счет изменения давления в НЭ по ходу сеанса; в каких-то случаях - массаж тела (при динамическом изменении давления в разных НЭ). Сеансы вертикализации могут быть совмещены и с несложными физиотерапевтическими процедурами (ФТП). Например, применение «поясов» или «аппликаторов» с электроподогревом позволяет обеспечить тепловое воздействие (прежде всего на нагруженные мышцы); дает «расслабляющий» (успокаивающий) эффект; снижает уровень болезненных ощущений. Также возможны ФТП с применением механических (вибрационных) массажеров, электрического тока, электромагнитных полей (обычно СВ сделаны из неметаллических материалов).

В наклонном положении потенциально возможно выполнение пациентом активных физических упражнений. Это могут быть, например, движения головой, верхними конечностями, дыхательные упражнения и пр. Использование в СВ с обратным наклоном фиксированных упоров для ступней ног на одинаковом уровне приводит к тому, что в процессе сеанса нагрузки на ступни, икроножные мышцы и пр. также фиксированы. Однако допустимо и секционирование упора для ног на две части с возможностью их независимых перемещений по осям, параллельным плоскости СВ. Если такие перемещения осуществляются принудительно и асинхронно для разных ног, то это «механотерапия» для разработки «стоп ног», а также суставов. Амплитуды перемещений опорных площадок для ног могут быть разными – например, если ноги имеют разную степень повреждений (заболеваний). В роботизированных системах (например, Egiго компании «Нокота») применяются более сложные варианты механотерапии с креплением (и принудительным перемещением) бедер пациента – однако такие устройства дороги. Подпружиненные секционированные опорные площадки для ног могут быть использованы и для «активного» режима – при нем пациент сам по мере возможности «переступает» с ноги на ногу в наклонном положении – это возможно, в основном, лишь при малых УН. В отдельных случаях может быть целесообразным применение в СВ для крепления пациента подвесок типа «парашютных». При этом его нижние конечности остаются свободными (на них нет нагрузки) и они могут быть использованы для выполнения каких-то упражнений, в т.ч. и с велоэргометрами.

Простейшие СВ из пластика, могут использоваться и в бассейнах с теплой водой. Уменьшение уровня жидкости, в которую погружено тело пациента, может быть средством управляемого увеличения нагрузки на ОДА. Такое изменение можно реализовать не только при переходе к следующим сеансам вертикализации, но и

в процессе одного сеанса. Изменения уровня легче реализовать в небольших бассейнах, рассчитанных на одного пациента. Отметим, что если в процессе снижения уровня воды часть тела пациента будет обнажаться, то во избежание возникновения озноба нужна достаточно высокая температура воздуха.

Оценка объективного ухудшения состояния пациента в процессе сеанса может основываться на его сильном испуге; значительном треморе конечностей; обильном выделении пота. Субъективное (с позиций пациента) ухудшение состояния может основываться на его устных жалобах – однако пожаловаться могут не все. Помимо визуального наблюдения за пациентом могут быть применены и средства инструментального контроля: определение частоты пульса (например, с помощью пульсоксиметра на запястье); измерение артериального давления с помощью автоматического тонометра; резистивометрия для оценки потовыделения; оценка возникновения/амплитуды тремора конечностей с помощью датчиков-акселерометров и пр. По крайней мере часть моделей таких устройств оснащены средствами интерфейса с ЭВМ (в т.ч. и цифровыми выходами), что дает возможность накапливать сведения о динамике состояния пациента в информационных системах локального уровня (в пределах реабилитационных кабинетов) или масштаба медучреждения.

Во избежание срывов сеансов и жалоб пациентов при реабилитации нередко используются «заниженные» углы и сокращенные длительности сеансов (т.е. «щадящие» режимы) - это может вести к «затягиванию» реабилитационных процессов во времени. Поэтому представляется перспективным динамическое управление УН в сеансах с использованием разных вариантов аппаратно-программных решений.

В частности динамическое изменение УН возможно с использованием электро- и гидроприводов. В простейшем случае такие изменения могут представлять собой «качательные» движения СВ в сагиттальной плоскости для заданного диапазона углов - этот диапазон может и изменяться в процессе сеанса. Достоинства варианта: кратковременное достижение больших углов наклона переносится пациентами легче – в т.ч. и в отношении нагрузок на стопы; смещение тела пациента в пространстве (вместо статичной позы) будет способствовать реабилитации вестибулярного аппарата. Медработник, наблюдающий за ходом сеанса, при необходимости может в него вмешаться: досрочно прекратить сеанс; изменить его плановую длительность; перейти на другую программу «качаний» и пр.

В общем случае управление УН кроме медработника может осуществлять и сам пациент – активно (с помощью рукояток, пультов и пр.) или пассивно - на основе «цепочек» биологической обратной связи (БОС) в которых используются инструментально измеряемые физиологические параметры, перечисленные выше. Частоту пульса кроме пульсоксиметров можно отследить с помощью датчиков давления, размещенных на рукоятках, за которые держатся пациенты.

Использование цепочек БОС в вертикализаторах (в т.ч. и на основе беспроводных каналов связи с ЭВМ или микропроцессором) позволяет обеспечить постепенный подъем СВ до УН, «максимально переносимых» пациентом - это потенциально позволяет увеличить скорость реабилитации, возможно – сократить количество сеансов. При необходимости БОС позволит обеспечить автоматическое снижение УН – если самочувствие пациента ухудшается. Возможны и варианты управления с помощью БОС диапазонами углов «качаний» СВ. Такое управление УН возможно в рамках интегрированных реабилитационных комплексов (ИРК), включающих СВ; механический или гидравлический привод; датчики УН; датчики (устройства измерения) физиологических параметров; микропроцессорное устройство для работы с сигналами датчиков; программные средства, включая «базу решающих правил» применяемую для управления.

Существующие системы БОС [2,3], а также их математические модели [5], ориентируются на «текущие» характеристики пациентов. Однако может быть выполнено и «прогнозирование» характеристик во времени – в т.ч. для того, чтобы «упреждающим образом» снижать УН. Алгоритмы такого «упреждения» могут включать в себя не только прогнозирование характеристик по результатам текущего сеанса, но и учет результатов прошлых сеансов. В последнем случае могут быть реализованы «адаптивные алгоритмы», в т.ч. использующие элементы «искусственного интеллекта» для лучшего приспособления к конкретным пациентам.

Учет занятий пациентов на ИРК может осуществляться на основе магнитных карточек пациентов, карточек RFID-метками и пр. При этом информация с СВ может включать сведения о начале и конце сеанса (определяется по моментам вставки и изъятия карточки) и передаваться в медицинские информационные системы медучреждений – в т.ч. по беспроводному каналу. В такие карточки могут быть записаны врачом и «режимы занятий» на СВ, которые будут автоматически «отрабатывать» встроенные в оборудование микропроцессоры – это снизит нагрузку на внимание обслуживающего медперсонала.

Для компенсации повышенных физических нагрузок на пациента в принципе могут использоваться маски с обогащением воздуха кислородом. Однако, по крайней мере для детей с симптомами ДЦП, использование таких масок не целесообразно, т.к. они будут их «пугаться».

Для выпускаемых сейчас промышленно СВ не предусматриваются возможности медленного вращения (или возвратно-вращательных движений) вокруг вертикальной оси. Такие возможности, а их несложно реализовать, позволили бы дополнительно тренировать вестибулярный аппарат пациентов.

Устройства типа СВ с обратным наклоном могут применяться также для тренировки водителей танковых экипажей и иных лиц, длительное время выполняющих работу в положении полулежачи; исследования при различных УН тела скорости и точности реакций здоровых людей на световые и/или звуковые стимулы; точности распознавания ими зрительных образов, речи; оценки координации движений кистями рук, пальцами.

В реабилитационной практике широко используются и вертикализаторы с «прямым наклоном», предусматривающие «опирание пациентов на грудь» и/или использование «колениупоров» и пр. Применение

таких СВ целесообразно, когда пациент испытывает нехватку или у него отсутствует контроль положения головы и/или туловища. Эти СВ могут быть снабжены колесиками, что дает возможность пациентам целенаправленно передвигаться в «наклонном» положении. Мобильные вертикализаторы оборудованы колесами достаточно большого диаметра (обычно это два больших колеса и два маленьких).

Кровати-вертикализаторы могут быть сплошными (т.е. подниматься как единое целое - аналогично СВ) или секционированными. Последнее позволяет поднимать на определенный угол только часть туловища, в т.ч. и автоматизировано - по заданным программам. Помимо вертикализации такие кровати дают возможность использовать специальные ножные и ручные велоэргометры, укрепляемые на рамах кроватей, их спинках и пр. Эти велоэргометры очень полезны для поддержания тонуса «лежачих» больных, в т.ч. проходящих реабилитационный период после сложных хирургических операций (включая кардиохирургические). Кровати-вертикализаторы могут использоваться совместно с противопролежневыми матрасами, переносным (перемещаемым) физиотерапевтическим оборудованием, внутривенным введением различных препаратов с помощью капельниц, насосы-инфузоматов и пр.

Многоуровневые вертикализаторы имеют элементы крепления пациента на разной высоте, что обеспечивает ему возможности занимать различные положения: лежа; сидя; стоя; полустоя [1,7]. Коленоупоры в виде автономных устройств обычно имеют две вертикальные стойки, между которыми располагается вертикальная пластина (панель) - в нее и упираются колени пациента. Коленоупоры снабжены боковыми ручками для кистей пациента. Этот вид оборудования в силу его простоты производители и не пытаются автоматизировать.

Подвески бывают ручные (для маленьких детей), потолочные, настенные, рамные и др. Они позволяют взять на себя часть веса пациента при вертикальном положении; предотвращают возможность его падения. Подвески могут использоваться совместно с беговыми дорожками, степперами, роликовыми коньками и пр. Обычно применяются лишь «мягкие» подвески, но могут использоваться и «полужесткие элементы», обеспечивающие поддержку работы отдельных частей тела - в т.ч. после травм. Подвески могут применяться и в бассейнах, в т.ч. в сочетании с регулируемой по высоте опорной площадкой для ног пациента для изменения нагрузки на ОДА (это проще по сравнению с вариантом изменения уровня воды в бассейне).

Коляски-вертикализаторы (КВ) предназначены как для горизонтального перемещения пациентов, так и для их перевода (принудительного) в наклонное или вертикальное положение. Часто такие коляски комплектуются электромоторами и аккумуляторами, что обеспечивает возможность автономного передвижения, в т.ч. и по улицам. Для управления такими колясками могут использоваться «рычаги», пульты, джойстики (это важно для лиц, с низкой подвижностью кистей и пальцев рук). Описываемые КВ могут использоваться временно (только в период реабилитации) или постоянно - лицами с ограниченными физическими возможностями. К сожалению, в России в многоэтажных домах проблема «спуска/подъема» колясок из квартиры на улицу обычно трудноразрешима. В литературе [1,7] описывают также «подъемники-стендеры», позволяющие пациентам вставать без посторонней помощи. Конструктивно они близки к КВ.

Параподиумы (ПД) сочетают в себе ходунки, костыли, коленоупор, пояс для фиксации поясницы и позволяют пациенту, принять вертикальное положение. Принцип передвижения в ПД [7]: «при небольшом балансировании туловища происходит смещение центра тяжести больного, и, как следствие, нога, стоящая на платформе, отрывается от пола. Затем, при помощи рук самого больного выполняются шаговые движения».

Совместно с ВО для улучшения мотивации могут использоваться средства воспроизведения элементов «виртуальной реальности»: звукового ряда; визуальных изображений - в т.ч. динамических; возможно - искусственного ветра и запахов. Изображения, звуковые сигналы, синтезированная речь позволяют передать тренирующимся оставшуюся продолжительность сеанса; достигнутый УН СВ; продемонстрировать (прокомментировать) образцы выполнения дополнительных заданий и пр.

Для детей в сеансах вертикализации могут быть дополнительно использованы игровые формы поведения. Например, пусть ребенок управляет УН СВ с помощью пульта с двумя кнопками, находящегося в его кисти (альтернатива - «неявное» управление УН на основе цепочки БОС - см. выше). Целью игры является быстрое прохождение траектории (трассы), отображаемой на мониторе ПЭВМ в сочетании с объектами «окружающей местности». В результате работы программных средств ИРК величина интеграла по времени от УН СВ за сеанс соответствует пройденному вдоль траектории расстоянию. Целесообразно соревнование с «виртуальным противником», движущимся по той же траектории, что улучшает мотивацию.

Другой вариант игры - прохождение трассы требует преодоления «виртуальных препятствий/барьеров», соответствующих кратковременным подъемам СВ до больших УН. Такие подъемы могут быть заданы тренирующимся с пульта управления или за счет «самоконтроля» физиологических параметров в рамках БОС. Преодоление таких «барьеров» может дополнительно мотивироваться поощрительными вербальными комментариями, демонстрацией «виртуальных призов» и пр.

Лопинг - спортивный снаряд (устройство), применяемое гимнастами и акробатами для тренировки вестибулярного аппарата. Помимо этого тренируется и ОДА, в т.ч. и руки. Закрепление тела/конечностей на лопингах предусматривается в порядке страховки - при тренировках и спортивных соревнованиях. Лопинг представляет собой металлические качели, позволяющие осуществлять полный поворот вокруг поперечной (преимущественно) и продольной осей тела человека. При этом тело обычно вытянуто на всю длину, а фиксация его в положении «вверх-ногами» на сколько-нибудь длительное время не предусматривается. Лопинги также используются для тренировок в воздушно-десантных войсках, авиации и пр. Для исследования

«скорости восстановления» после тренировок на лопингах могут быть применены «стабилометрические пробы» до тренировок; сразу после их окончания; после 15 и 30 минут [9].

Альтернативы лопингам: «стационарные колеса» из легких сплавов с двойным ободом и внутренними элементами жесткости (тренирующийся находится внутри колес); колеса, в которых тренирующиеся катятся по земле или полу; аналогичные колеса, вращаемые электромотором с регулируемой скоростью. В последнем случае возможны такие направления автоматизации: программирование скорости вращения – в т.ч. переменной во времени; задание количества оборотов и пр. На начальных этапах тренировок ось вращения таких колес сначала может быть сначала вертикальной, а затем постепенно приближаться к горизонтальной. Отметим, что при тренировках космонавтов их закрепляют на креслах, которые вращаются одновременно вокруг трех осей, причем обычно с неравномерными скоростями во времени (такие устройства очень сложны).

Итак, **выводы.** 1. Выпускаемое промышленно ВО имеет разные конструкции и функциональность. 2. В абсолютном большинстве случаев в ВО не используются потенциальные возможности информатизации; применения БОС; автоматизированного учета сеансов тренировок; накопления данных о физиологических показателях пациентов в процессе сеансов. 3. В сеансах вертикализации могут одновременно использоваться некоторые физиотерапевтические воздействия на пациента. 4. Средства «виртуальной реальности» позволяют повысить «занимательность» тренировок на ВО, «купировать» возникающие неприятные ощущения. 5. Использование в управляемом пациентами (активно или «неявно») ВО игровых элементов, «соревнований» с виртуальными противниками, поощрительных комментариев и пр. может значительно повысить мотивацию выполнения упражнений у детей, обеспечить преодоление возникающих неприятных ощущений.

Библиографический список

1. Вертикализаторы. Обзор. [Электронный ресурс] <http://invaportal.ru/directory/vertical>. Дата обращения 07.03.2014г.
2. Долецкий А.Н., Хвастунова И.В., Ахундова Р.Е., Мигулина А.А. Механизмы реализации различных методик самоуправления с биологической обратной связью //Успехи современного естествознания. Пенза: ООО «Издательский Дом «Академия Естествознания», 2013. – с. 14-19.
3. Ибрагимов Р.Р., Брумштейн Ю.М., Аксенова Ю.Ю. Анализ направлений использования биологических обратных связей в тренажерном оборудовании //Актуальные вопросы биомедицинской инженерии. Сб. материалов III Всерос. заочной науч. конф. для молодых ученых, студентов и школьников, с.455-462. [Электронный ресурс] <http://www.sstu.ru/files/content/ndocs/bma%20Sbornik%20Aktual%202013.pdf>. Дата обращения 07.03.2014г.
4. История вертикализирующих устройств [Электронный ресурс] <http://www.dobrota.ru/page/page289.html>. Дата обращения 07.03.2014г.
5. Каляшин К.А. Математическая модель автоматизированной реабилитационной системы с биологической обратной связью для восстановления и развития опорно-двигательного аппарата. //Экономика, статистика и информатика. Вестник УМО. 2013. № 2. - С. 185-187
6. Макарова М.Р., Ромашин О.В. Вертикализация как фактор ранней реабилитации больных с травматической болезнью спинного мозга //Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры. 2013. Т. 90. № 4. С. 47-52.
7. Михайлова Ю.Г. Современное реабилитационное оборудование для вертикализации и обучения передвижению //Адаптивная физическая культура. 2008. № 2. С. 28-30.
8. Орлов И. В., Гусев В. М., Долгобродов С. Г., Щупляков В.С. О возможности коррекции вертикальной позиции человека с помощью биологической обратной связи. //Сенсорные системы, 2003, т. 17, №1, с. 58-67.
9. Шестаков В.М. Использование стабилотрии в спорте. – М.: ТВТ Дивизион, 2007- 112с.
10. Щербак С.Г., Терешин А.Е., Крассий А.Б., Голота А.С. Ассистирующие роботы в реабилитации: современное состояние проблемы //Вестник восстановительной медицины. -2010. -№ 5. -С. 10-14.
11. Щербак С.Г., Терешин Н.А., Голота А.С., Красий А.Б. Вертикализация: обоснование ключевой роли в общей системе реабилитации //Медицинский алфавит.- 2010 -Т. 4, № 1 -С.32-34

VERTICALIZERS AND ACCESSORY DEVICES: THE ANALYSIS OF EXISTING FUNCTIONALITY AND ENHANCEMENT CAPABILITY

Brumshtein U.M., Ibragimov R.R., Yulushev B.-A.G., Vodop'anov A.E.

Астраханский государственный университет, г.Астрахань, e-mail: brum2003@mail.ru

The summary. Verticalization is an important component of medical technologies, directed on locomotive rehabilitation of patients after diseases, injuries, surgeries. In this work is made the system analysis of functionality for the equipment, intended for verticalization, and also some adjacent devices and technologies. It is shown that level of automation and informatization of verticalizing equipment (VE), as a whole is low and this situation reduces efficiency of its usage. Some possible directions of VE informatization, including usage of special sensors and systems of biological feedback, are proved. Realization of such measures potentially allows to reduce duration of locomotive

rehabilitation at the expense of best accounting of patients specific features (reactions). Expediency of application together with VE for physiotherapeutic technologies, elements of virtual reality, game approaches to exercises performance are analyzed. Separately are characterized some directions of usage for VE and equipment adjacent to it, for sports purposes, professional training.

◆

**НОРМАЛИЗАЦИЯ МЫШЕЧНОГО ТОНУСА У ДЕТЕЙ СО СТЕРТОЙ ФОРМОЙ ДИЗАРТРИИ
ПОСРЕДСТВОМ НЕТРАДИЦИОННЫХ МЕТОДОВ ТЕРАПИИ**

Савельева Н.Г.,

Владимирский государственный университет им. Александра Григорьевича и Николая Григорьевича
Столетовых (ВлГУ), E-mail: sng33@yandex.ru

Для устранения стертой дизартрии необходимо комплексное воздействие, включающее медицинское, психолого-педагогическое и логопедическое направления. Медицинское воздействие, определяемое неврологом, должно включать: медикаментозную терапию, ЛФК, рефлексотерапию, массаж, физиотерапию и др.

Психолого-педагогическое воздействие, осуществляемое: дефектологами, психологами, воспитателями, родителями, направлено на:

- развитие сенсорных функций;
- уточнение пространственных представлений;
- формирование конструктивного праксиса;
- развитие высших корковых функций;
- формирование тонких дифференцированных движений рук;
- формирование познавательной деятельности;
- психологическую подготовку ребенка к обучению в школе.

Логопедическая работа при стертой дизартрии предусматривает обязательное включение родителей в коррекционно-логопедическую работу. На начальных этапах предусматривается деятельность по нормализации мышечного тонуса артикуляционного аппарата. С этой целью логопед проводит дифференцированный массаж. Планируются упражнения по нормализации моторики артикуляционного аппарата, упражнения по укреплению голоса, дыхания. Специальные упражнения вводятся для улучшения просодики речи. Обязательным элементом логопедического занятия является развитие мелкой моторики рук.

В этой связи становится актуальным поиск более эффективных путей воспитания и развития детей, страдающих дизартрией, в частности содержания традиционных и нетрадиционных методов нормализации мышечного тонуса. Тонус – это напряжение мышц, которое необходимо для поддержания позы тела и обеспечение его движений. Правильное соотношение тонуса различных мышц – это условие правильного экономного движения. Внутренние органы удерживаются в нормальном положении только благодаря тону мышц. Величина мышечного тонуса зависит от функционального состояния центральной нервной системы. Тонус скелетных мышц непосредственно определяется поступлением к мышце с большим интервалом нервных импульсов из двигательных нейронов спинного мозга. Активность нейронов поддерживается импульсами, идущими из вышележащих отделов центральной нервной системы, от рецепторов (проприорецепторов), которые находятся в самих мышцах. Велика роль мышечного тонуса в обеспечении координации движений. Нарушения мышечного тонуса – это всегда проблемы в работе центральной нервной системы – головного или спинного мозга. Изменение мышечного тонуса – мышечная дистония - это не заболевание, а симптом. Причина нарушений может появиться до, или во время рождения. Это, например, болезни матери в период беременности, сахарный диабет, употребление алкоголя и наркотиков, курение, прием лекарственных препаратов, стрессы, многоплодная беременность, стремительные роды, стимуляция родов или гипоксия (нехватка кислорода), асфиксия (удушьё).

Мышечная дистония у детей проявляется в виде повышения мышечного тонуса (гипертонус), или пониженного тонуса (гипотонус). При гипотонусе ребёнок вял, неактивен, мало двигается. Активность зависит от величины снижения тонуса скелетной мускулатуры. При гипертонусе мышцы чрезмерно напряжены. Несовершенство двигательных действий при выполнении трудовых операций наблюдается у многих детей, при самообслуживании, на занятиях физкультурой. Недостатки движений проявляются в неумении целесообразно построить двигательное действие в недостаточной точности и ловкости движений, неуклюжести, вялости движений или, наоборот, чрезмерной суетливости. При всех видах отклонений продуктивность двигательных действий снижена. Нарушения развития моторики обнаруживаются, прежде всего, при выполнении дифференцированных и точных движений.

Величина мышечного тонуса зависит от функционального состояния центральной нервной системы – головного или спинного мозга. В зависимости от количества вовлеченных групп мышц дистония может быть генерализованной (торсионная дистония) или фокальной (блефароспазм, спастическая кривошея, писчий спазм).

Нетрадиционные методы терапии принадлежат к числу эффективных средств коррекции, все чаще применяемых в специальной педагогике и помогающих достижению максимально возможных успехов в преодолении речевых нарушений у детей. На фоне комплексной логопедической помощи нетрадиционные

методы терапии, не требуя особых усилий, оптимизируют процесс коррекции речи и способствуют оздоровлению всего организма ребенка.

Нетрадиционные методы преодоления дизартрии представляют для педагогов не часть содержания логопедического воздействия, а дополнительный набор возможностей коррекции отклонений в речевом развитии ребенка. Использование традиционных приемов без дифференцированного сочетания нетрадиционных приемов оказывается недостаточным и во многом снижает эффективность логопедической работы в целом.

На сегодняшний день методов нетрадиционного воздействия известно достаточно много (игро-, сказко-, смехо-, изо-, глина-, воско-, библио-, хорео, имаго- (рисование под музыку), кристаллотерапия и др.). Мы рассмотрим наиболее целесообразные и эффективные, а именно: арома-, музыка-, хромотерапия и су-джок терапия.

Ароматерапия. Воздействие запахов способно оказывать сильное влияние на физиологическое равновесие в организме, регулировать его баланс и снижать негативные последствия физических и психических факторов (неблагоприятную экологию, стрессовые ситуации, побочные действия лекарств). Посредством воздействия на мозг они снимают чрезмерную возбудимость, устраняют тревожные мысли, помогают при постоянном физическом или умственном напряжении, препятствуют истощению жизненных сил, усиливают естественную способность к сопротивлению стрессам, инфекциям, вредному влиянию окружающей среды. Терапевтическое действие запахов осуществляется более тонко, чем использование фармакопейных препаратов. Применение ароматических масел оказывается более эффективным, чем воздействие самого растения или экстракта из него. Даже в микроконцентрациях эфирные масла оказывают существенное влияние на психику и на работу многих систем организма: дыхательную, иммунную, эндокринную, нервную. Применение ароматических масел можно сочетать с традиционными и нетрадиционными методами лечения. Аэрофитотерапия основана на использовании в искусственных условиях природных концентраций летучих компонентов эфирных масел. Одним из вариантов является использование аромалампы. В нее наливают немного воды, капают ароматическое масло, а снизу воду с маслом нагревают пламенем свечи. Вскоре вода с капельками масла начинает испаряться, распространяя по помещению целебный аромат. Количество применения эфирного масла зависит от размеров комнаты, где происходит сеанс ароматерапии: до 10 кв. м — 3 капли; 10-20 кв. м — 5 капель.

Эфирное масло из розмарина нормализует деятельность сердечно-сосудистой системы, снижает мышечные боли, устраняет угревую сыпь, активизирует водно-солевой обмен, нормализует тонус кровеносных сосудов.

Аэрофитотерапия может применяться в сочетании с лечебной гимнастикой, дыхательными упражнениями, мышечной релаксацией, массажем мышц грудной клетки. При этом повышается влияние летучих биологически активных веществ на организм за счет активации мышечной деятельности и функции дыхательной системы. Ингаляция через аромалампу аромасел с использованием бергамота и мандарина, которые снимают напряжение, тревогу и беспокойство, депрессивные состояния, повышает тонус, имеет противовоспалительный эффект. При этом повышается влияние летучих биологически активных веществ на организм за счет активации мышечной деятельности и функции дыхательной системы.

Музыкотерапия. В настоящее время особое место среди нетрадиционных методов коррекции различной структуры нарушений – занимает музыкотерапия (вид арттерапии). Музыка оказывает лечебное и коррекционное воздействие, как на физиологические процессы, так и на психоэмоциональное состояние человека. Музыкотерапия является целым психокоррекционным направлением, имеющим в своей основе два аспекта воздействия: психосоматическое и психотерапевтическое. Именно катарсическое воздействие музыки позволяет использовать её в таком качестве в коррекционной работе с детьми, имеющими проблемы в развитии. Наиболее важными для детей-дизартриков являются тренировка наблюдательности, развитие чувства темпа, ритма, мыслительных способностей и фантазии, вербальных и невербальных коммуникативных навыков, воспитание волевых качеств, развитие общей тонкой моторики и артикуляционной моторики. Музыкотерапия как учебный процесс включает: прослушивание музыкальных произведений; ритмические движения под музыку; сочетание музыки и рисования.

Цели музыкотерапии: гармонизировать развитие личности человека через развитие способностей, саморазвитие, самопознание; создавать положительный эмоциональный фон реабилитации; стимулировать двигательные функции; развивать и корригировать сенсорные процессы и сенсорные способности; развивать дыхательный и артикуляционный аппарат; растормаживать речевую функцию, нормализовать мышечный тонус.

Положительное эмоциональное возбуждение при звучании приятных мелодий усиливает внимание, тонизирует центральную нервную систему.

Необходимо учитывать и следующие рекомендации:

1) Использовать для прослушивания нужно те произведения, которые нравятся и знакомы ребенку. Они не должны привлекать их внимания своей новизной, отвлекать от главного.

2) Продолжительность прослушивания – не более 10 минут в течение всего занятия.

3) Громкость звучания – строго дозированная, и, главное, умеренная.

На логопедических занятиях все чаще используются следующие приёмы музыкотерапии: прослушивание музыкальных произведений; ритмические движения, динамические паузы под музыку; проведение гимнастики

для глаз под музыкальное сопровождение; сочетание музыкотерапии с работой по развитию мелкой моторики; пропевание чистоговорок под музыкальное сопровождение.

Логоритмические упражнения с использованием музыкального сопровождения нормализуют темп и ритм речи, развивают словарный запас, автоматизируют звукопроизношение. Таким образом, в настоящее время особое место среди нетрадиционных методов коррекции различной структуры нарушений – занимает музыкотерапия (вид арттерапии).

Хромотерапия. Великая значимость цвета для существования всего живого на земле известна с древних времен. Но, оказывается, цвета существуют не только для того, чтобы мы могли различать предметы и радоваться безудержному буйству красок в природе. Материя во всех своих формах состоит из энергетических цветовых волн и каждая частичка определенным образом реагирует на свет и цвет. Все цвета имеют свое излучение, несущее ту или иную информацию. Воздействие соответствующего цвета на определенный внутренний орган может быть целительным. Именно эти свойства цветов и используются в хромотерапии - лечении светом. Хромотерапия — наука, изучающая свойства света и цвета. Целями использования хромотерапии на логопедических занятиях являются: нормализация мышечного тонуса, нейтрализация негативного состояния. Было замечено, что хромотерапия на индивидуальных коррекционных занятиях благотворно действует на нервную систему. Так, в зависимости от состояния ребенка можно создать цветовой фон освещения, выполнять работу, используя определенные цвета.

Психологически различные цвета действуют на состояние и внутренний баланс каждого человека в любой момент: активности, релаксации, эмоциональной стабильности. То есть, они оказывают прямое влияние, которое может быть запрограммировано. Научные исследования последних лет показывают, что физически цвета одинаково влияют на всех без исключения людей, вне зависимости от отношения конкретного индивидуума к какому-либо из них. Свойства конкретных цветов прекрасно известны, и используя их по отдельности или вместе, можно достичь великолепных результатов. Таким образом, цели использования хромотерапии на логопедических занятиях - нормализовать мышечный тонус, нейтрализовать негативное состояние ребенка.

Одной из нетрадиционных логопедических технологий является Су – Джок терапия ("Су" – кисть, "Джок" – стопа). В исследованиях южно-корейского ученого профессора Пак ЧжеВу, разработавшего Су – Джок терапию, обосновывается взаимовлияние отдельных участков нашего тела по принципу подобия (сходство формы уха с эмбрионом человека, руки и ноги человека с телом человека и т.д.).

Целью Су- Джок терапии является: нормализовать мышечный тонус, развивать мелкую моторику и пальцевый праксис, опосредованно стимулировать речевые области в коре головного мозга.

Су-джок акупунктура последнее достижение восточной медицины. Исследования невропатологов, психиатров и физиологов показали, что морфологическое и функциональное формирование речевых областей коры головного мозга совершается под влиянием кинестетических импульсов, идущих от пальцев рук. Поэтому наряду с пальчиковыми играми, мозаикой, штриховкой, лепкой, рисованием, ниткографией в логопедических целях су-джок терапия активизирует развитие речи ребенка.

Су-джок терапия — это высокая эффективность, безопасность и простота. С помощью массажных шариков, пружинных массажёров, резиновых ковриков, мячей («ёжиков») удобно массировать пальцы рук, ног для благотворного влияния на весь организм. В механизме лечебного воздействия на «жизненные зоны» лежат сложные рефлекторные физиологические процессы. Вся поверхность тела человека является рефлексогенной зоной, так же как и все органы чувств. Одни сигналы поступают в область сознания, другие в те области мозга, которые ведают вегетативными функциями организма. Биологически активные зоны регулируют функции внутренних органов, следовательно, имеют прямое отношение к физиологическому состоянию здоровья человека. Стимуляция рефлекторных точек массажёрами эффективно лечит многие заболевания, стимулирует работу всех внутренних органов. Массаж кистей, стоп (на специальных резиновых ковриках) и пальцев рук заменяет общий массаж тела, улучшает энергетический баланс, стимулирует или успокаивает (в зависимости от способа воздействия) вегетативную нервную систему, усиливает артериальное кровоснабжение, регулирует питание тканей, деятельность желез внутренней секреции, снижает нервное и мышечное напряжение, способствует повышению тонуса, работоспособности, оказывает общее профилактическое действие, так как мизинец – сердце, безымянный – печень, средний – кишечник, указательный – желудок, большой палец – голова. Следовательно, воздействуя на определенные точки, можно влиять на соответствующий этой точке орган человека.

В коррекционно - логопедической работе приемы Су - Джок терапии активно используются на логопедических занятиях в качестве массажа при дизартрических расстройствах, для развития мелкой моторики пальцев рук, а так же с целью общего укрепления организма.

Таким образом, добиться положительного результата в работе с детьми, имеющими нарушения речи, можно, если наряду с традиционными занятиями, включать в коррекционную работу нетрадиционные методы терапии.

NORMALIZATION OF MUSCLE TONE IN CHILDREN WITH ERASED FORM DIZARTRIA THROUGH NON-TRADITIONAL METHODS OF TREATMENT

N. Savelieva, Vladimir state University. Alexander G. and Nicholas G. Stretovych (VLSU)
E-mail: sng33@yandex.ru

This article discusses non-traditional methods of treatment (aroma-, music-, chromo therapy and su Jok therapy) towards normalization of muscle tone, the development of speech in General in children with dysarthria (slurred speech).

The use of traditional speech therapy techniques in combination with non-traditional methods of therapy has a positive effect on children with dysarthria (slurred speech) and largely increases the efficiency of logopedic work.

ОСОБЕННОСТИ И НОВЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ ОРГАНИЗАЦИИ ТРАВМАТОЛОГИЧЕСКОЙ ПОМОЩИ В БОЛЬНИЦЕ СКОРОЙ МЕДИЦИНСКОЙ ПОМОЩИ

Яскин Е.Г.¹, Пермяков С.А.², Буренков В.Н.³, Бойко И.П.²

1 - ГБУЗ ВО "Городская клиническая больница скорой медицинской помощи г.Владимира"

2 - Владимирский Государственный Университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых

3 - Управление Федеральной службы по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека по Владимирской области, ivanboiko40@mail.ru

В настоящее время здравоохранение Владимирской области сталкивается с проблемой повышенного травматизма, в частности высокими показателями обращаемости, сезонным и экологическим характером осложнений. Травматизм и заболеваемость костно-мышечной системы становятся одной из главных медико-социальных задач, которым уделяют повышенное внимание многие исследователи [1].

Подходя к исследованию данной проблемы комплексно, необходимо рассмотреть все её аспекты – начиная от причин и предпосылок, заканчивая организационными мероприятиями и превентивными мерами. Причины высоких показателей травматизма кроются с одной стороны во многофакторном воздействии внешней среды на организм человека, с другой в недостатке превентивных и адекватных приспособительных мер как у отдельно взятого человека, так и у системы оказания медицинской помощи в целом. Структуру травматизма костно-мышечной системы составляют:

- аварийность на дорогах общего пользования;
- факторы неблагоприятной экологической среды (загрязнение пищи, воды и атмосферного воздуха, дисбаланс микроэлементов);
- климатические факторы сезонного характера (сложные и быстроменяющиеся погодные условия);
- социальные факторы (характер и условия труда, неблагоприятная социо-экономическая обстановка).

По числу ДТП и пострадавших в них Владимирская область из года в год занимает одно из первых мест среди регионов Российской Федерации, также стабильно регистрируются высокие показатели по числу погибших. Несчастные случаи на дорогах приняли размеры и характер новой "эпидемии", требующей от общественного здравоохранения и, в частности от больниц скорой медицинской помощи, принятия соответствующих мер профилактики.

Об экологической стороне структуры травматизма в настоящее время ведется много споров в научном сообществе, хотя влияние экологических факторов - несомненно, но формирование опережающих управленческих решений в общей структуре здравоохранения для снижения травматизма до сих пор является недостаточно изученной темой.

В сложившейся во Владимирской области ситуации одной из важнейших задач становится улучшение организации травматологической помощи и создание превентивных мер, которые приобретают огромное социально-экономическое значение, способствуя решению множества острых социальных проблем:

- травматизм на производстве;
- высокая инвалидизация населения;
- высокая смертность при травматизме (в т.ч. при дорожно-транспортных происшествиях);
- неэффективная медицинская техника персоналом при оказании травматологической неотложной помощи;
- слабость технического оснащения травматологических и диагностических отделений;
- полное отсутствие методик прогнозирования функционального состояния организма;
- отсутствие коррекционных методик.

Решение данных проблем также вызывают сложности не только в больницах скорой помощи, но и в других лечебно-профилактических учреждениях [1]. При этом общим является нарушение последовательности организационных мер и отсутствие обратной связи в организации травматологической помощи. Также это является ключевым моментом неспособности современного здравоохранения быть адаптивным к изменяющимся в нелучшую сторону показателям обращаемости.

Эффективность организации травматологической помощи и коррекционных мероприятий, позволяющих снизить уровень травматизма обязательно должна носить системный характер [1] и зависеть, прежде всего, от уровня взаимодействия службы скорой медицинской помощи, травматологических пунктов и стационаров, а также диагностических и других отделений, что обуславливает преемственность в работе амбулаторного и стационарного этапов лечения.

В структуре современного российского здравоохранения оказание травматологической помощи осуществляются:

- специализированные бригады скорой медицинской помощи,
- травмпункты;
- стационарная служба;
- узкоспециализированные отделения, городские и областные центры;
- реабилитационная служба;
- травматологическое бюро медико-социальной экспертизы.

Экспериментальная диагностическая деятельность и практика оказания травматологической помощи на базе ВлГУ и ГБУЗ ГКБСМП г. Владимира организована по следующим основаниям:

- оказание коррекционно-диагностической медицинской помощи;
- оказание специализированной амбулаторной травматологической помощи с учетом данных флоуметрических исследований;
- прогностическая диагностика и оказание комплексной специализированной помощи с использованием коррекционных методик на госпитальном этапе;
- профилактика осложнений травматизма;
- регулярный мониторинг уровня травматизма с помощью методик оперативного слежения, например с использованием коридоров Вальда;
- разработка и внедрение инновационных биотехнологий травматологической диагностики и лечения пострадавших;
- разработка системного подхода в снижении травматизма во Владимирской области.

При таком комплексном подходе в организации травматологической помощи может решаться как задача повышения качества здоровья населения, так и задача рационального использования материально-технической базы для высокотехнологичной лечебно-прогностической помощи больным. Но наиболее важным звеном остаётся оказание травматологической помощи в условиях стационара больницы скорой помощи, от уровня организации которой во многом зависит эффективность лечения и, соответственно, его исход. Авторы считают, что главной особенностью организации травматологической помощи в условиях стационара должна стать её адаптивность или адекватность к каждому конкретному пациенту, изменяя порядок стандартных мер, что в свою очередь позволит выявить скрытые биологические подгруппы в контингенте обращающихся за травматологической помощью.

На догоспитальном этапе первыми осуществляют травматологическую помощь работники травмпунктов, работники специальных служб (например, МЧС, ГИБДД, пожарные и др.). При этом возможности оказания качественной высокотехнологической диагностики значительно ограничены. Поэтому данная функция в большей степени перекладывается на стационар больницы скорой помощи. Важным этапом организации травматологической помощи в условиях стационара является не только оказание первичной специализированной травматологической помощи, но и прогностическая диагностика, например с помощью неинвазивных флоуметрических методов, которая способствует:

- адаптации лечебных методик под каждого пациента;
- уменьшению количества диагностических и тактических ошибок;
- прогнозированию будущего функционального состояния пациента;
- адекватной оценке восстановительных процессов в ходе лечения;
- обеспечению скорого выздоровления с минимальными затратами с помощью современного медицинского оборудования;
- набору большого количества статистических данных, что позволит формировать базу для дальнейшего улучшения деятельности больницы скорой помощи.

Аккуратное, поэтапное, внедрение социально-гигиенического мониторинга даёт возможность определить объективную оценку санитарно-эпидемиологическому благополучию населения, и на основании этого при наличии соответствующих специалистов возможна разработка обоснованных проектов управленческих решений внедрения профилактических мероприятий на догоспитальном и постгоспитальном этапе, где должны осуществляться не только стандартизированные, но и коррекционные процедуры. В настоящее время стандартизированная реабилитация включает в себя комплексное физиотерапевтическое лечение, прохождение курса лечебной физкультуры, последующее санаторно-курортное лечение уже вне организации больницы скорой помощи. Поэтому важным этапом должен стать период коррекции, который возможен в рамках диагностического отделения. Коррекционное воздействие включает в себя точечное воздействие на системные процесс жизнедеятельности с целью увеличения функциональных резервов организма, за счет современных неинвазивных методик.

Как известно, особенностью организации травматологической помощи в специализированном медицинском учреждении, и в частности в больнице скорой медицинской помощи, является системность

оказания помощи [1], которая включает в себя ряд стандартизованных уровней (функционально-диагностический, специализированно-лечебный, реанимационно-лечебный, консультативно-реабилитационный).

Каждый из этих уровней имеет систему отделений, специализирующихся на определенном профиле и уровне оказания травматологической помощи, которые находятся во взаимосвязи друг с другом.

Еще одной ключевой проблемой организации травматологической помощи в больнице скорой медицинской помощи является то, что данная структура зачастую берёт на себя множество несвойственных задач здравоохранения (транспортировка больных, оказание помощи при хронических заболеваниях) при относительно высокой стоимости данного вида медицинских услуг [2].

В отличие от других видов ЛПУ станции и отделения скорой медицинской помощи в общем и целом не смогли на данный момент адаптировать свою организационную схему работы к изменившимся нормативным и социально-экономическим условиям, и поэтому продолжают деятельность в соответствии с традиционными принципами [2]. Известная замкнутая модель «скорой медицинской помощи-травмпункт-стационар-бюро экспертизы» своими недостатками имеет как отсутствие системы менеджмента качества (СМК) оказания помощи, так и отсутствие превентивных мер направленных против «зацикливания» данной модели для конкретного пациента.

Необходимым условием развития системы травматологической помощи является специальное диагностическое отделение, обладающее техническим оснащением и персоналом, которые способны не просто провести диагностику функциональных систем организма, но и предсказать их будущее состояние. Такая методика уже разработана ГБУЗ ВО «Городская клиническая больница скорой медицинской помощи г. Владимира» совместно с Учебно-Научным Медицинским Центром ВлГУ.

Предложенная методика представляет собой комплекс неинвазивных исследований гемодинамических процессов на различных уровнях – исследование мозговой гемодинамики (реоэнцефалография) и состояния отдельного капиллярного кровотока (флоуметрия). Системный характер и сильная взаимосвязь исследуемых объектов позволяет определить следующее:

- нарушена ли системная гемодинамика, программируемая церебральной гемодинамикой;
- нарушен ли баланс микроциркуляторного звена кровообращения.

Данные исследований позволяют как спрогнозировать динамику функционального состояния пациента, так и вынести управленческое решение о проведении необходимой коррекции функционального состояния организма [1-3].

Коррекционные методики также разработаны в сотрудничестве с Учебно-Научным Медицинским Центром ВлГУ. Они представляют собой сочетание методик транскраниальной электростимуляции и приема в зависимости от данных исследований витамина РР или эскузана. Апробация методик представлена в литературе [3-9]. Система оказания медицинской помощи травматологическим больным в условиях больницы скорой помощи должна позволять проводить профилактику и коррекцию последствий травм и их осложнений. Внедрение данной системы способствует снижению уровня распространенности травматизма, снижению летальности и инвалидности от травм, росту качества оказания травматологической помощи, а также уменьшению экономических издержек.

Несомненным достоинством больницы скорой помощи является большой объем проходящих через структуру пациентов, что позволяет накапливать огромный статистический потенциал для дальнейшего улучшения как структуры организации, так и непосредственно терапевтических, и что наиболее важно прогностических методик. Это позволит сократить издержки, поступательно развивать материально-техническую базу, создать базу для внедрения новых методик и взаимодействия с другими структурами, в частности с университетами и институтами.

Организация оказания травматологической помощи в больнице скорой помощи требует совершенствования, иначе невозможно сформировать систему менеджмента качества (СМК) оказания качественной медицинской помощи травматическим больным. Внедрение СМК позволит качественно улучшить все этапы оказания медицинской помощи при травмах.

В заключении хотелось бы отметить, что указанные выше моменты рекомендуется использовать и учитывать в планировании организации медицинской помощи пострадавшим в столкновениях автотранспорта, в расчете сил и средств структур ГИБДД и МЧС при проведении профилактических и спасательных мероприятий на автодорогах Владимирской области.

Библиографический список

1. Боровков В.Н. Особенности организации травматологической помощи в многопрофильной больнице // Вестник новых медицинских технологий 2009 №02 Том XVI – с.160-161
2. Никитина Е.И. Основные направления повышения эффективности функционирования службы скорой медицинской помощи // Вестник Челябинского государственного университета 2013 №03 (294). Управление. Вып. 8 - С. 66–68.
3. Яскин Е.Г. Каторгина Г.И., Бойко И.П., Буренков В.Н. Церебральная гемодинамика и микроциркуляция у группы риска с возможными изменениями костно-мышечной системы. Владимирский

Государственный Университет Городская клиническая больница скорой медицинской помощи. Монография, Владимир 2012 – 108 с.

4. Яскин Е.Г., Пермяков С.А., Каторгина Г.И., Бойко И.П., Буренков В.Н. Коррекция состояния мозговой гемодинамики и отдельного капиллярного кровотока у людей с заболеваниями костно-мышечной системы // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Доклады 10-й междунауч.-техн. конф. - Владимир, 2012 - кн.1 124-129 с.

5. Яскин Е.Г., Пермяков С.А., Каторгина Г.И., Бойко И.П., Буренков В.Н. Изучение возможности прогноза состояния костно-мышечной системы//Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Доклады 10-й междунауч.-техн. конф. - Владимир, 2012 - кн.2 104-107 с.

6. Яскин Е.Г., Пермяков С.А., Каторгина Г.И., Бойко И.П., Буренков В.Н. и соавт. Снижение риска травматизма при неблагоприятных климатических условиях//Современные проблемы окружающей среды и пути их решения: монография/Под ред. А.В. Соловьева, Т.И. Хуснетдиновой. -М.: ФГБОУ ВПО РГАЗУ. - 2012. - 186 с.

7. Яскин Е.Г., Каторгина Г.И., Пермяков С.А., Бойко И.П. Исследование микроциркуляции, мозговой гемодинамики и психологического состояния у больных с последствиями сотрясения головного мозга в зависимости от экологической среды//Известия Самарского научного центра Российской академии наук, том 14, №5(2), 2012

8. Яскин Е.Г., Каторгина Г.И., Пермяков С.А., Бойко И.П. Технические возможности современных диагностических и коррекционных подходов//Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований, 2013. №5 С. 60-63

9. Бойко И.П., Каторгина Г.И., Пермяков С.А. Исследование отдельного капиллярного кровотока. Монография. LAP LAMBERT Academic Publishing, 2014 - 136 стр.

FEATURES AND NEW DIRECTIONS OF ORGANIZATION OF TRAUMA CARE IN HOSPITAL EMERGENCY

Yaskin E.G.¹, Permyakov S.A.² Burenkov V.N.³ Boyko I.P.² Katorgina G.I.

1 – Vladimir Municipal Ambulance Hospital

2 – Vladimir State University named after Alexandr and Nikolay Stoletovs

3 - Federal Service for Supervision of Consumer Rights Protection and Human Welfare in the Vladimir region
ivanboiko40@mail.ru

The article presents an analysis of the situation in the field of organization and trauma care in a hospital emergency room. In the organization of trauma care as a problem solved by improving the quality of public health and the problem of rational use of material and technical base for high-tech medical care to patients with prognostic . The most important element is the provision of trauma care in a hospital emergency hospital , the level of organization which largely depends on the effectiveness of treatment and, accordingly, its outcome .

One of the main features of the organization of trauma care in a hospital emergency hospital is its adaptability to each patient , which in turn allows you to optimize the whole process of trauma care . We propose an innovative diagnostic - correction method to reduce the socio-economic impact of high incidence .

Keywords: organization, ambulance, correction



ОЦЕНКА ЛОКОМОТОРНОЙ АКТИВНОСТИ ЧЕЛОВЕКА С ПОЗИЦИЙ ТЕОРИИ ХАОСА И САМООРГАНИЗАЦИИ СЛОЖНЫХ СИСТЕМ С ПОМОЩЬЮ ТРЕХОСЕВЫХ ШАГОМЕРОВ

Логинов С.И., Ветошников А.Ю., Кинтюхин А.С., Снигирев А.С.

Лаборатория биомеханики и кинезиологии Института гуманитарного образования и спорта
ГБОУ ВПО «Сургутский государственный университет ХМАО-Югры», г. Сургут, logsi@list.ru

Введение. Физическая активность человека представляет собой сложное явление, которое исследуется с позиций комплексного междисциплинарного подхода как поведение, связанное со здоровьем [6, 3]. С одной стороны, детерминанты и корреляты этого поведения в настоящее время активно изучаются биофизиками, кинезиологами и психофизиологами в рамках существующих теорий и моделей изменения поведения [2]. С другой, в противовес представлениям классического детерминизма, физическая активность человека и связанные с ней функциональные системы организма, рассматриваются с позиций теории хаоса и самоорганизации как сложная биосоциальная система с хаотической динамикой поведения [1].

Цель настоящей работы состоит в том, чтобы с позиций теории хаоса изучить особенности динамики

локомоторной активности людей в течение дня и в недельном цикле с помощью трехосевых шагомеров.

Организация и методы исследования. В исследовании приняли участие 45 женщин и 55 мужчин в возрасте от 20 до 65 лет. Локомоторную активность (ЛА) записывали 3-х осевыми шагомерами Tanita AM-120 (Япония) и RT3 (США) в течение дня и недели (7 дней). Определяли: количество шагов за сутки и за одну неделю, время, затраченное на ходьбу (мин), а так же расход энергии, затраченной на физическую активность (ккал). Динамику изменений параметров, характеризующих хаотическое поведение, связанное с осуществлением локомоторной активности и других двигательных действий, оценивали с помощью метода многомерных фазовых пространств в соответствии с рекомендациями В.М. Еськова и соавт. [4].

Результаты и их обсуждение. В среднем недельная ЛА мужчин составила 8696 ± 2250 шагов, женщин - 6513 ± 1902 шага ($p < 0,05$). Самая низкая ЛА и затраты энергии у женщин отмечены в воскресенье (3642 шагов, 466 ккал), мужчин в воскресенье и понедельник (4241 шагов, 523 ккал и 6707 шагов, 523 ккал), соответственно. Динамика объемов квазиаттракторов (V_x) (таблица) свидетельствуют, что наибольшая степень хаотичности движения вектора состояния локомоторной активности женщин выявлена во вторник ($V_x = 1,6 \times 10^9$ при коэффициенте асимметрии $R_x = 1307$) и четверг ($V_x = 1,3 \times 10^9$ при $R_x = 2282$). Наименьший уровень ЛА у женщин наблюдался в среду ($V_x = 0,9 \times 10^9$, $R_x = 595,4$) и воскресенье ($V_x = 0,6 \times 10^9$ при $R_x = 1190$). У мужчин наибольшее значение хаотического поведения, связанного с локомоторной активностью, выявлено в среду ($V_x = 3,4 \times 10^9$, при $R_x = 1360$), четверг ($V_x = 3,5 \times 10^9$, при $R_x = 917,3$) и пятницу ($V_x = 3,6 \times 10^9$ при $R_x = 377,0$).

Таблица

Динамика движения квазиаттракторов локомоторной активности мужчин и женщин в 3-х мерном фазовом пространстве состояний в зависимости от дня недели

Показатели	Дни недели						
	Пн	Вт	Ср	Чт	Пт	Сб	Вс
Женщины (n=45)							
V_x (усл.ед.)	$1,2 \times 10^9$	$1,6 \times 10^9$	$0,9 \times 10^9$	$1,3 \times 10^9$	$1,1 \times 10^9$	$0,9 \times 10^9$	$0,6 \times 10^9$
R_x (усл.ед.)	216,7	1306,9	595,4	2281,9	1307,2	1298,4	1190,7
Z_0 (усл. ед.)	208,2	541,1	111,7	425,5	1902,5	1217,6	
Мужчины (n=55)							
V_x (усл.ед.)	$1,5 \times 10^9$	$1,6 \times 10^9$	$3,4 \times 10^9$	$3,5 \times 10^9$	$3,6 \times 10^9$	$3,0 \times 10^9$	$2,4 \times 10^9$
R_x (усл.ед.)	1635,1	791,7	1360,0	917,3	377,0	424,8	3877,9
Z_0 (усл. ед.)	3393,4	490,7	757,3	2150,2	424,3	4536,4	

Условные обозначения: V_x – общий объем квазиаттрактора; R_x – показатель асимметрии; Z_0 – расстояние между соседними хаотическими центрами квазиаттракторов. Пн-Вс – дни недели.

Наименее выраженное хаотичное поведение у мужчин выявлено в понедельник ($V_x = 1,5 \times 10^9$ при $R_x = 1635,1$), вторник ($V_x = 1,6 \times 10^9$ при $R_x = 791,7$) и воскресенье ($V_x = 2,4 \times 10^9$ при $R_x = 3877,9$). В целом у мужчин наблюдается более хаотичный характер локомоторной активности по сравнению с женщинами. Данные, полученные путем анализа переменных в многомерном фазовом пространстве по дням недели не полностью совпадают с данными описательной статистики (рис. 1). По данным статистики у мужчин локомоторная активность достоверно ($p < 0,05$) выше данных воскресенья во все будние дни, кроме понедельника. По данным анализа локомоторной активности с помощью метода многомерных фазовых пространств у мужчин дополнительно выявлен вторник, у женщин – среда.

На рис. 2 наглядно представлены объемы параллелепипедов, в которых движется квазиаттрактор показателей ЛА исследуемых выборок. Как у мужчин, так и у женщин объемы 3-х мерного фазового пространства, в котором движется вектор состояния локомоторной активности в будний день (четверг) выше, чем в выходной день (воскресенье).

Указанную динамику иллюстрируют также и точечные диаграммы общих и локомоторных энергозатрат в четверг и в воскресенье (рис. 3).

Обсуждение. Поведение, связанное с проявлением физической активности отдельного человека или группы людей, представляет собой сложную биосоциальную систему с хаотической (т.е. непредсказуемой) динамикой [6, 1]. Хотя существует мнение [2] о том, что если всесторонне изучить детерминанты оздоровительной физической активности (ФА), то можно будет вполне корректно объяснить огромное разнообразие ее проявлений в диапазоне от почти полного бездействия до регулярных высокоинтенсивных тренировок на протяжении всей недели. Но это ошибочное представление, поскольку изучение выявленных детерминант, порождает появление новых «вложенных» детерминант в соответствии со свойством фрактальности. Хаотические процессы в принципе необъяснимы с позиций детерминизма [5, 4]. Хаотические

проявления, например, ФА, необходимо изучать с позиций теории хаоса и самоорганизации сложных систем с использованием соответствующих измерительных инструментов и методов обработки полученных данных.

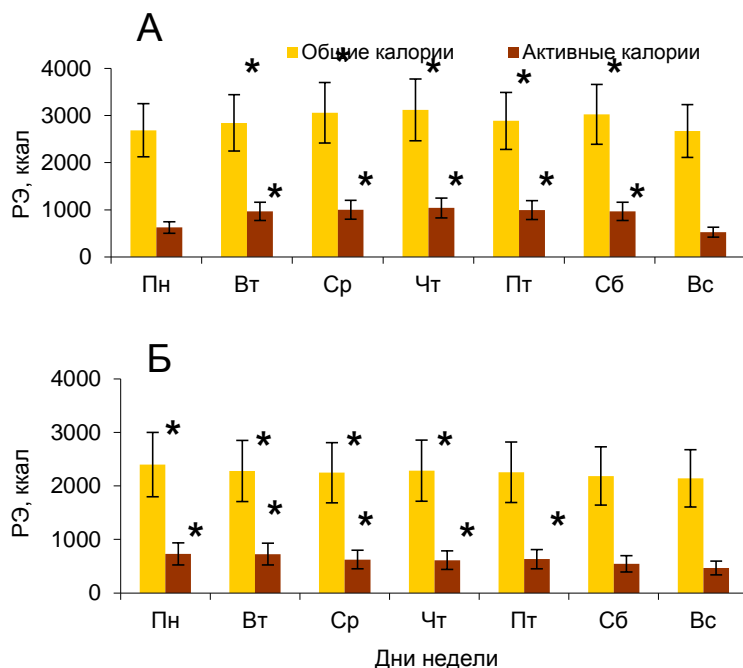


Рис. 1. Динамика общих энергозатрат (общие калории) и затрат энергии на локомоторную активность (активные калории) по данным шагометрического исследования в течение дня и одной недели. А – мужчины (n=55), Б – женщины (n=45). Вертикальные линии – 0,95 доверительный интервал. * - Достоверно по сравнению с данными воскресенья.

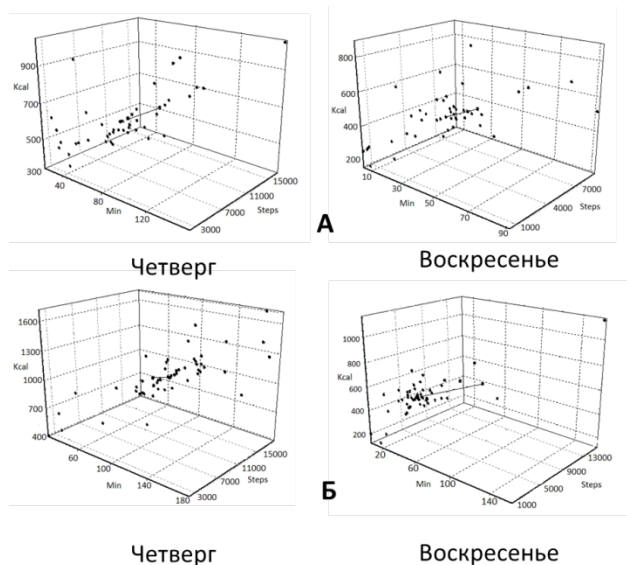


Рис. 2. Динамика квазиаттрактора вектора состояния локомоторной активности в 3-х мерном фазовом пространстве состояний: А – женщины, Б – мужчины в будний день и в воскресенье. По оси X – длительность ФА (мин), по оси Y – расход энергии (ккал), по оси Z – количество шагов за один день. Длина линии обозначает расстояние между стохастическим и хаотическим центрами квазиаттрактора.

Анкеты и опросники ФА малоприспособлены для этой цели, за исключением 7-ми дневного самоотчета бюджета времени. Методом выбора становится использование портативных датчиков движения – трехосевых шагомеров и акселерометров, а также обработка данных в многомерном фазовом пространстве состояний. При этом посекундно и поминутно измеряемые показатели количества движений и их энергетическая затратность представляются в виде некоторого притягивающего множества (облака), в котором движется их вектор состояния (квазиаттрактор) (рис. 2). Появляется возможность работы в среде управляемого хаоса.

Шагомер предназначен для сбора информации, касающейся ходьбы, этого наиболее распространенного вида ФА человека. Интерес к исследованию ходьбы и связанных с ней проблем по-прежнему достаточно высок потому, что ходьба была и до сих пор остается в России одним из самых популярных видов передвижения. В последнее время появился ряд работ, в которых авторы призывают активно пользоваться современными шагомерами [7]. Это очень важно, потому что для кого-то использование современных миниатюрных устройств, вроде акселерометра или электронного шагомера, может явиться серьезным внешним стимулом для повышения самоэффективности, приобщения к регулярным занятиям оздоровительной физической культурой на основе управляемого хаоса и самоорганизации.

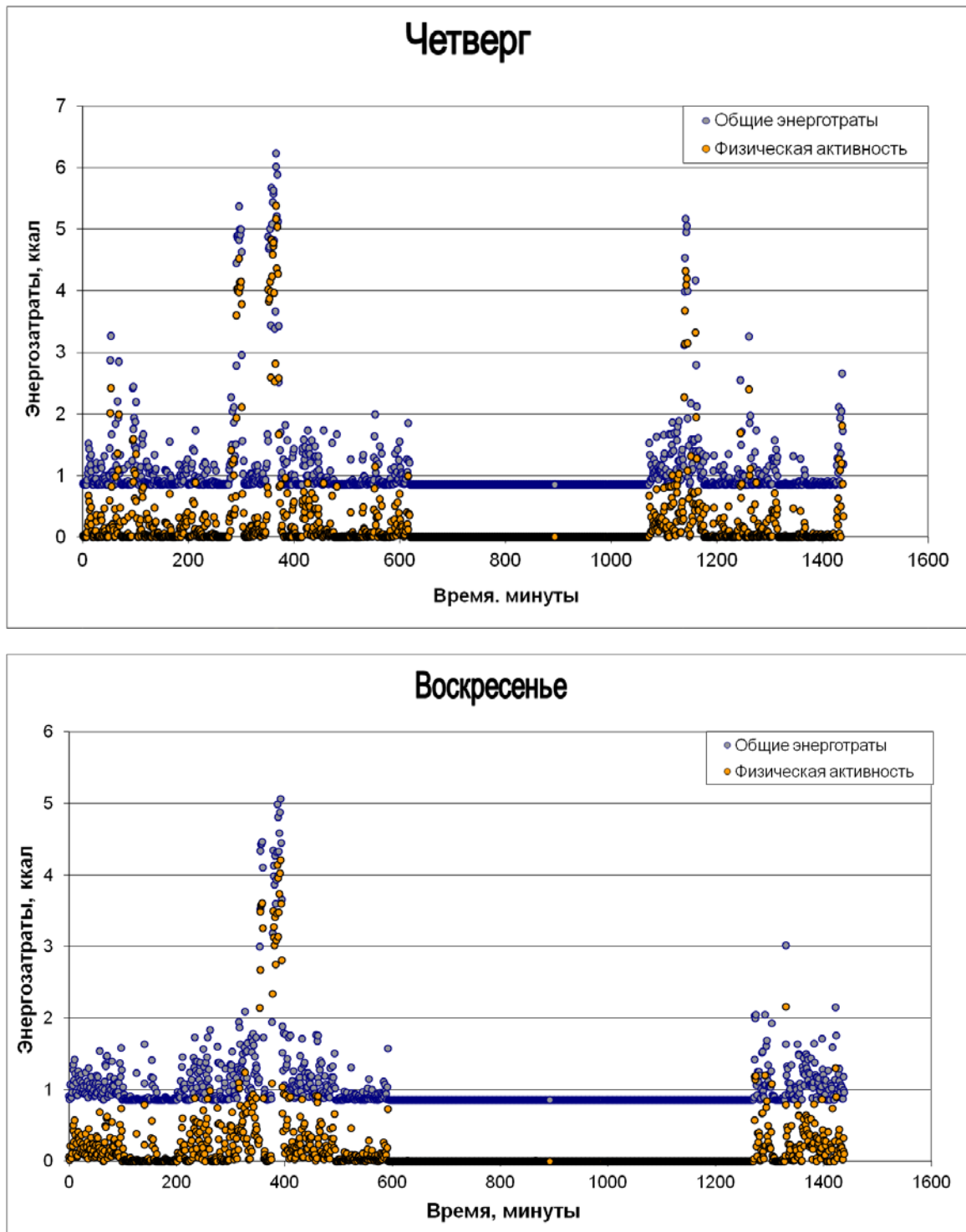


Рис. 3. Точечная диаграмма энергозатрат на поддержание жизнедеятельности (темные кружки) и локомоторную активность (светлые кружки) В.А. К-ва (46 лет) в середине и конце недели. Каждая точка сумма затрат за одну минуту. Отчетливо видны фазы дневной активности и ночного сна.

Вывод. Полученные данные свидетельствуют о том, что большая часть индивидуумов, изучаемой выборочной совокупности не зависимо от пола в выходные дни ведет малоподвижный образ жизни, о чем свидетельствует меньшая степень хаотичности показателей физической активности по сравнению с будними днями. В воскресенье отмечается существенно меньшее количество локомоций, а так же времени и энергии (ккал), затраченных на ходьбу и другие движения в течение суток. Необходимы безотлагательные меры по повышению досуговой физической активности в выходные дни.

Библиографический список

1. Логинов С.И., Басова О.Н., Гришина Л.Н., Гизатулина Л.В. Физическая активность человека как биосоциальная система с хаотической динамикой поведения // Информатика и системы управления. –

2009. – Т. 22, № 4. – С. 11-12.
2. Baranowski T. Crisis and chaos in behavioral nutrition and physical activity / Int. J. Behav. Nutr. Phys. Act. – 2006. – V.14, N 3. – P. 27-32.
 3. Blair S.N., Sallis R.E., Hutber A., Archer E. Exercise therapy - the public health message / S.N. Blair, // Scand. J. Med. Sci. Sports. – 2012. – V. 22, N4. – P. 24-28.
 4. Eskov V.M., Eskov V.V., Filatova O.E. Characteristic features of measurements and modeling for biosystems in phase spaces of states // Measurements Techniques. Medical and Biological Measurements. 2011. – V. 53, N 12. – P. 1404-1410.
 5. Haken H. Principles of brain functioning : a synergetic approach to brain activity, behavior and cognition (springer series to sinergetics). Springer, 1995. – 349 P.
 6. Resnicow K., Vaughan R. **A chaotic view of behavior change: a quantum leap for health promotion.** // *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity.* – 2006. – N 3. – P. 25-24.
 7. Tudor-Locke C., Johnson W.D., Katzmarzyk P.T. U.S. population profile of time-stamped accelerometer outputs: impact of wear time // J. Phys. Act. Health. – 2011. – V. 8, N 5. – P. 693-698.

**THREEAXIS Pedometer EVALUATION OF HUMAN LOCOMOTOR ACTIVITY
ACCORDING TO THE THEORY OF CHAOS AND SELF-ORGANIZATION COMPLEX SYSTEMS**

Loginov S.I., Vetoshnikov A.Yu., Kintuhin A.S., Snigirev A.S.

Laboratory of biomechanics and kinesiology Institute of Humanities Education and Sports
Surgut State University KHAMO-Yugra, Surgut, Russia, logsi@list.ru

Background. We consider human physical activity and related functional systems of the body, according to the theory of chaos and self-organization as a complex biosocial system with chaotic dynamics behavior.

Purpose. From the standpoint of chaos theory to study the characteristics of locomotors activity dynamics of people during the day and in the weekly cycle using triaxial pedometers

Methods. The features of locomotors activity (LA) 100 randomly selected adults (age $41,2 \pm 13,5$ years , 45 % women) of different professions residing in Surgut was studied. Number of steps and energy expenditure using a triaxial pedometers Tanita AM-120 (Japan) and RT3 (USA) for seven consecutive days was determined. Chaotic behavior associated with the implementation of the locomotor activity and other motor actions, assessed using the multidimensional phase space in accordance with the recommendations of the VM Eskov et al.

Results. Adult men in LA is an average week in 8696 ± 2250 steps , and women - 6513 ± 1902 steps ($p < 0,05$). Lowest activity and energy in women marked on Sunday (3642 steps , 466 kcal) , and men on Sunday and are Monday (4241 steps , 523 kcal and 6707 steps , 523 kcal), respectively. Dynamics of volumes of quasi-attractors (V_x) indicate that the greatest degree of chaotic motion of the state vector of women locomotor activity revealed Tuesday ($V_x = 1,6 \times 10^9$ when the asymmetry coefficient $R_x = 1307$) and Thursday ($V_x = 1,3 \times 10^9$ with $R_x = 2282$). The lowest level of LA in women was observed on Wednesday ($V_x = 0,9 \times 10^9$, $R_x = 595,4$) and Sunday ($V_x = 0,6 \times 10^9$ at $R_x = 1190$). In men, the greatest value of the chaotic behavior associated with locomotor activity, revealed on Wednesday ($V_x = 3,4 \times 10^9$ at $R_x = 1360$), Thursday ($V_x = 3,5 \times 10^9$, with $R_x = 917,3$) and Friday ($V_x = 3,6 \times 10^9$ with $R_x = 377,0$).

Conclusion. The data indicate that most of the individuals studied a sample population, regardless of gender weekend sedentary lifestyle, as evidenced by a smaller degree of chaos indicators of physical activity compared to weekdays. Sunday marked a significantly smaller amount of locomotion, as well as the time and energy spent on walking and other movements during the day. Need urgent measures to increase physical activity in leisure weekend.

Keywords: physical activity, locomotors activity, walking, pedometer, accelerometer, adult's man and women, 7 days.



**ОБ ИСПОЛЬЗОВАНИИ РЕШЕНИЯ ЗАДАЧИ ОПТИМАЛЬНОГО БЫСТРОДЕЙСТВИЯ ПРИ
АНАЛИЗЕ РЕЗУЛЬТАТОВ СТАБИЛОМЕТРИЧЕСКОГО ТЕСТА СО СТУПЕНЧАТЫМ
ВОЗДЕЙСТВИЕМ**

Кручинин П.А.

Московский государственный университет им. М.В.Ломоносова, pkruich@mech.math.msu.su

Для решения ряда задач современной нейрофизиологии требуется сравнительный анализ изменения постурологических характеристик людей разного возраста. При этом часто приходится анализировать систему управления движением для людей с различными антропометрическими данными. В то же время, например, при исследовании развития системы управления движением человека при взрослении, желателно снизить эффекты, связанные с изменением антропометрических параметров. Для части задач отличие в антропометрических характеристиках может быть учтено с помощью теории размерности и подобия [1], однако часто соблюдение требований подобия невозможно или требует изготовления индивидуальной оснастки при

проведении обследований. В таком случае для нормализации параметров характеризующих рассматриваемое движение предлагается использовать информацию об оптимальном решении механической задачи, моделирующей рассматриваемый тест. Такой подход может использоваться также для обоснования корректности сравнения размерных величин и анализа возможных погрешностей такого сравнения.

Рассмотрим пример применения подобной методики в задаче быстрогодействия при выполнении человеком стабилметрического теста со ступенчатым воздействием. Этот тест последнее время стал чаще использоваться в исследованиях [2-4] и состоит в следующем. Человек стоит на платформе стабиланализатора перед экраном, на котором изображена мишень и отображается движение центра давления человека, определяемое по показаниям стабиланализатора. В начале теста центр мишени совмещён со средним положением центра давления человека на опорной плоскости. В ходе теста производят изменение положения мишени и человека просят быстро изменить положение туловища за счет изменения угла в голеностопном суставе таким образом, чтобы совместить образ центра давления на экране с центром мишени и удерживать его в окрестности последнего. Величина смещения задается в результате предварительной калибровки в соответствии со способностями и возможностями обследуемого.

Этому тесту ставится в соответствие решение задачи быстрогодействия для изменения положения перевернутого маятника, управляемого с помощью ограниченного по величине момента, приложенного в опорной точке. Величина изменения угла отклонения маятника от вертикали задается в соответствии с условиями проведения теста, а максимальная величина момента определяется ростом и весом обследуемого.

Для описания колебаний человека в сагиттальной плоскости примем традиционную модель перевернутого маятника, изображенную на рис. 1. Традиционно предполагаем, что тело человека в ходе теста допустимо моделировать недеформируемым стержнем массы m , закрепленным шарнирно в точке O , соответствующей голеностопному суставу.

Центр масс стержня расположен в точке C , удаленной от точки O на расстояние l . Момент инерции стержня относительно фронтальной оси, проходящей через точку O , равен J . Отклонение стержня от вертикали опишем углом θ . Будем считать, что обследуемый ориентирован так, что его сагиттальная плоскость параллельна оси чувствительности платформы, а его стопа неподвижна относительно платформы.

Уравнения движения для малых значений угла θ и скорости его изменения запишем, как традиционно принято [5,6] для этой задачи, из уравнений движения перевернутого маятника

$$J\ddot{\theta} = mgl\theta + M_x. \quad (1)$$

Для сравнения результатов испытаний используем задачу быстрогодействия в следующей форме: необходимо решение уравнения (1) перевести из начального положения $\theta(0) = \theta_0$ и $\dot{\theta}(0) = 0$ в положение $\theta(T) = \theta_f$ и $\dot{\theta}(T) = 0$ за минимальное

время T с помощью значений момента в голеностопном суставе, изменение которого ограничено величиной $|\Delta M_x| \leq M_{\max}$.

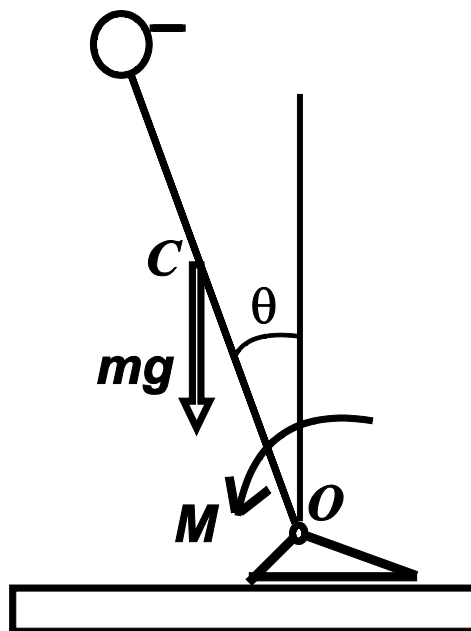


Рис. 1

Для упрощения математического описания задачи введём безразмерное время

$$\tau = t/t_*, \quad \text{где} \quad t_* = \sqrt{\frac{J}{mgl}} \quad (2)$$

и перейдём к безразмерным переменным $\varphi = \frac{\theta - \theta_0}{\theta_*}$ и $u = \frac{M_x - M_{xf}}{mgl\theta_*}$, где M_{xf} - значение момента в голеностопном суставе, необходимое для удержания равновесия в финальной позе при $\theta = \theta_f$. В качестве характерного значения угла выберем величину изменения угла в голеностопном суставе при выполнении теста со ступенчатым возмущением $\theta_* = \theta_f - \theta_0$. Для этих переменных уравнение (1) примет вид

$$\varphi'' = \varphi + u. \quad (3)$$

Здесь через (\cdot) обозначено дифференцирование по безразмерному времени τ .

Задача быстрогодействия в этих переменных примет следующий вид: необходимо решение уравнения (3) перевести из начального положения $\varphi(0) = 1$ и $\varphi'(0) = 0$ в положение $\varphi(\tau_f) = 0$ и $\varphi'(\tau_f) = 0$ за минимальное

время τ_f с помощью ограниченного по модулю управления $|u| \leq u_m = \frac{M_{\max}}{mgl\theta_*}$.

Из обезразмеренной постановки задачи видно, что для полного соблюдения условий теории размерностей [1] необходимо задавать требование наклона обследуемых на одинаковый угол, однако практика

проведения теста показывает, что выполнение этого требования вызывает затруднения даже для здоровых обследуемых, особенно при отклонениях назад. В этой ситуации предлагается сравнивать результаты измерения с решением поставленной оптимальной задачи.

Решение оптимальной задачи хорошо известно из литературы [7,8]. В этом решении управление u принимает граничные значения $u = \pm u_m$ с одним переключением. На первом этапе $u = -u_m$ и φ меняется по закону

$$\varphi_1(\tau) = \frac{1-u_m}{2}(e^\tau + e^{-\tau}) + u_m$$

до тех пор, пока траектория системы на фазовой плоскости не пересечет ветвь гиперболы

$$[\varphi(\tau) + u_m]^2 - \varphi'(\tau)^2 = u_m^2.$$

После этого управление принимает значение $u = u_m$ и φ меняется по закону

$$\varphi_2(\tau, \tau_f) = -\frac{u_m}{2}(e^{\tau-\tau_f} + e^{-\tau+\tau_f}) - u_m$$

Момент переключения τ_s и минимальное время движения τ_f отыскиваются в результате решения системы уравнений

$$\begin{cases} \varphi_1(\tau_p) = \varphi_2(\tau_p, \tau_f) \\ \varphi_1'(\tau_p) = \varphi_2'(\tau_p, \tau_f) \end{cases}.$$

Откуда находим

$$\tau_f = \ln(\Psi - \sqrt{\Psi^2 - 1}),$$

$$\text{где } \Psi = \frac{2u_m^2 + 2u_m - 1}{2u_m(u_m - 1)}.$$

В результате имеем минимальное время движения на оптимальной траектории при заданных ограничениях

$$T = \sqrt{\frac{J}{mgl}} \ln(\Psi - \sqrt{\Psi^2 - 1}) \approx \sqrt{\frac{4l}{3g}} \ln(\Psi - \sqrt{\Psi^2 - 1})$$

и среднюю скорость угловую скорость движения на этой траектории $\omega_{om} = \frac{\theta_*}{T}$. Последнее приближенное равенство выполняется при вычислении момента инерции J по формуле для стержня длиной $2l$.

При рассматриваемом движении максимальное значение момента в голеностопном суставе не достигается. Поэтому проведем расчеты для величины $u_m = \frac{\theta_m}{\theta_*}$, где в качестве величины θ_m выберем приближенное значение максимального отклонения человека при наклоне вперед тела при отсутствии сгибания коленного и тазобедренного суставов и отрыве пяток $\sim 8^\circ$. При этом значение M_{max} будет соответствовать моменту в голеностопном суставе необходимому для удержания равновесия при значении угла θ_m . На рис.2 и 3 приведена зависимость величины T от основных параметров задачи - роста человека $2l$ и величины возмущения θ_* .

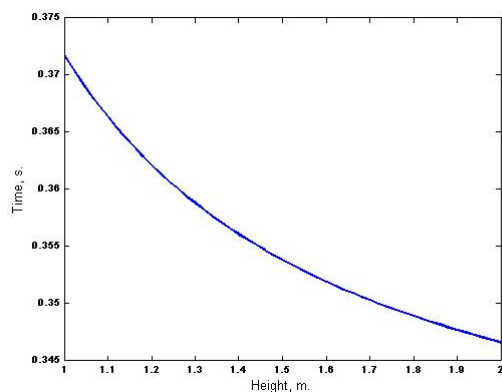


Рис. 2

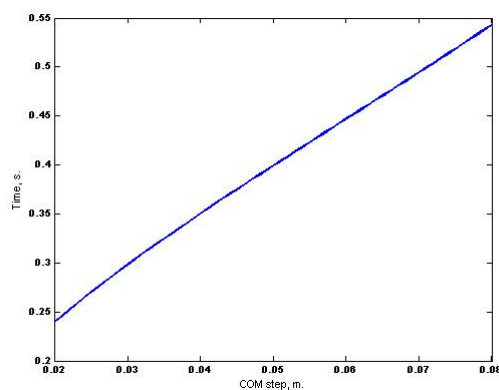


Рис. 3

Из рисунка 2 хорошо видно, что изменение времени для решения оптимальной задачи при фиксированной величине «скачка» по углу наклона близко к степенной зависимости с показателем $\frac{1}{2}$. Это соответствует виду зависимости (2) характерного времени t_* от l . Изменение времени T при изменении роста в

диапазоне 1-2 метра составляет величины порядка 7%. Изменение минимального времени T при варьировании заданной величины «скачка» для человека ростом 1,7 метра при изменении угла наклона в диапазоне $1-6^\circ$ приведено на рис. 3. Для удобства анализа по оси абсцисс на графике отложены значения смещения центра давления соответствующие заданным изменениям угла. Видно, что зависимость решения оптимальной задачи значительна, и близка к линейной.

Анализ предлагаемой процедуры нормализации проведем на основании данных обследования 9-ти добровольцев обоего пола в возрасте от 18 до 22 лет прошедших тест со ступенчатым возмущением на стабилоанализаторе Стабилан. Рост добровольцев составлял от 158 до 192 см. Обследуемые совершали последовательно 4 наклона вперед, отслеживая меняющееся положение мишени, и последующее возвращение корпуса вслед за возвращением мишени в исходное положение. Для сравнения выбиралось минимальное для движения в заданном направлении значение параметра «время броска», характеризующее время перехода из исходного положения в область перемещенной мишени. Результаты расчетов отображены на рис.4. Символом «*» отмечены значения «времени броска» t_f , а символом «o» значения нормализованного времени броска t_n . Для более корректного отображения величин разной размерности значения t_n для k -го обследуемого пересчитывались к размерным аналогам t_{nk*} по формуле

$$t_{nk*} = t_{nk} \frac{\sum t_{fi}}{\sum t_{ni}}$$

В этой формуле суммирование ведётся по всем испытуемым, и тогда средние значения «времени броска» t_f и соответствующей скорректированной нормализованной величины t_{n*} совпадают.

Приведенный рисунок показывает, что разброс значений параметра t_f для обследуемых значительно превышает величину поправок, полученных в результате сравнения результата тестирования с решением оптимальной задачи. Таким образом, подтверждается корректность выводов, полученных как осреднение результатов тестирования значительного количества добровольцев. Отметим, что этот результат может быть вызван тем, что обследование проходили молодые люди с хорошим чувством равновесия. При сравнении результатов тестирования отдельных обследуемых и их ранжировании, по результатам предлагаемой нормализации могут вноситься поправки. Например, такие поправки могут быть внесены для результатов тестирования выделенных на рис.4. Для подобной задачи подход, использующий величины, нормализованные результатами решения оптимальной задачи, представляется полезным. Следует отметить, что в этом случае, возможно, следует рассматривать постановку задачи оптимального управления, более точно отображающую систему управления движением человека.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (грант 12-01-00839)

Библиографический список

1. Седов Л.И. Методы подобия и размерности в механике - М.: Наука. – 1977. – 440 с.
2. Слива С.С., Войнов И.Д., Слива А.С. Стабилоанализаторы в адаптивной физической культуре и спорте// IV Международная научная конференция по вопросам состояния и перспективам развития медицины в спорте высших достижений «СПОРТМЕД-2009», 10-11 декабря 2009 года: материалы конференции.- М.: Экспоцентр, 2009.– С.121-123.
3. Муртазина Е.П. Функциональные особенности выполнения стабилграфических тестов у испытуемых с различными антропометрическими данными // Известия ЮФУ. Технические науки.- 2009.-№9-С.123-127.
4. Акжигитов Р.Ф., Истомина Т.В., Карамушева Т.В. Методика диагностики и повышения стрессоустойчивости студентов// Электронный научный журнал «Инженерный вестник Дона».- 2011.- №4. - <http://ivdon.ru/magazine/archive/n4y2011/536>.
5. Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л. Регуляция позы человека - М.: Наука, 1965 - 256 с.
6. Кручинин П.А. Механические модели в стабилметрии // Российский журнал биомеханики. -2014. - (принято к опубликованию).
7. Болтянский В.Г. Математические методы оптимального управления.- М.: Наука.- 1969- 408 с.
8. Александров В.В., Болтянский В.Г., Лемак С.С., Парусников Н.А., Тихомиров В.М. Оптимальное управление движением - М.: Физматлит. - 2005.- 376 с.

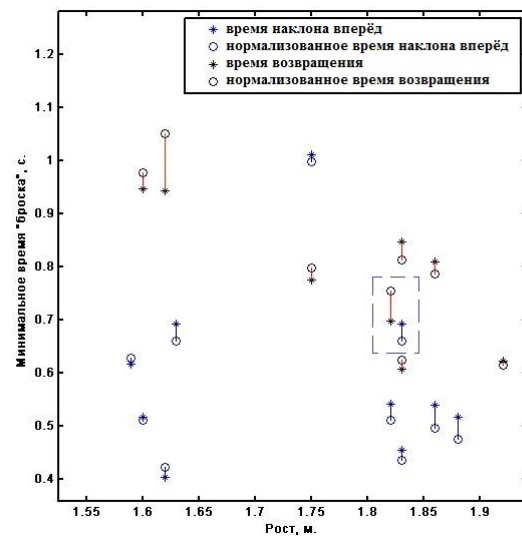


Рис. 4

THE OPTIMAL SPEED-OF-RESPONSE PROBLEM SOLUTION USE TO ANALYZE OF STABILOMETRIC TEST WITH THE STEP DISTURBANCE

Kruchinin P.A.

Moscow Lomonosow State University, pkruch@mech.math.msu.su

The solution of a number of problems of neurophysiology requires the comparative analysis of change of post-urological characteristics of persons with difference in age. Thus often it is necessary to analyze a motion control system for people with various anthropometric data. At the same time, for example, at research of development of a human motion control system at a growing it is desirable to reduce the effects connected with change of anthropometric parameters. Observance of requirements of similarity for biological tasks not always possibly or demands production of individual equipment when carrying out tests. In that case for normalization of the parameters characterizing considered movement, it is offered to use information on the optimum solution of the mechanical problem modeling the considered test. Such approach can be used also for justification of a correctness of comparison of dimensional quantities and the analysis of possible errors of such comparison. In the report an example of application of a similar technique in a problem of speed-of-response is reviewed at performance by the person of stabilometric test with step disturbance. The correctness of the conclusions received as averaging of results of testing of a significant amount of persons is confirmed. It is shown that when comparing results of testing separate persons and their ranging we can use offered normalization for amending.

ИССЛЕДОВАНИЕ НАДЁЖНОСТИ ОРТОПЕДИЧЕСКОГО АППАРАТА АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ОСТЕОСИНТЕЗА

Мамаев И.М., Федотов О.В., Филимонов В.Н.

ФГОУ ВПО "Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых" (ВлГУ). vano_33reg@mail.ru

Одним из важнейших критериев современных технических систем является надёжность. Она определяет их безопасность, эффективность и качество. Особенно высокие требования предъявляются к медицинской технике, от надёжности которой могут зависеть здоровье и жизнь человека.

Разработанный во ВлГУ ортопедический аппарат автоматизированного остеосинтеза [1] (далее - аппарат) (рис. 1) обеспечивает продольные и угловые смещения коец, установленных на оперируемых участках кости.

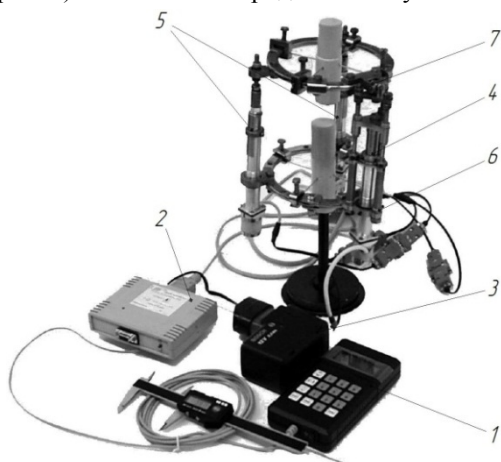


Рисунок 1. Ортопедический аппарат автоматизированного остеосинтеза:

- 1 – пульт управления; 2 – блок управления приводами; 3 – электропитание; 4 – основной привод с системой направляющих; 5 – дополнительные приводы; 6 – фиксатор углового положения основного привода; 7 – двухстепенной шарнир

остановки процесса лечения [3, 4, 5].

Основной и два дополнительных электромеханических привода (ЭМП) (рис. 2) на базе шаговых микроэлектродвигателей (ШД) и планетарных роликвинтовых передач [2] обеспечивают точные циклические микроперемещения подвижного кольца относительно неподвижного в соответствии с программой, хранящейся в памяти блока управления приводами (БУПр). ЭМП установлены на кольцах посредством четырёх трёхстепенных шарниров, одного двухстепенного и жёсткой заделки, выполненной в виде фиксатора углового положения основного привода.

Проведённые испытания аппарата, в том числе клинические, выявили ряд недостатков, которые без оперативного вмешательства в работу приводили к частичной потере его работоспособности. Это связано, прежде всего, с тем, что большинство элементов аппарата было неремонтопригодно без наличия специального оборудования и квалифицированных специалистов.

Устранение выявленных недостатков потребовало, прежде всего, структурной модернизации аппарата посредством модернизации его шарнирно-стержневой системы, ЭМП и микропроцессорной системы управления с целью повышения надёжности этих структурных элементов аппарата и обеспечение возможности проведения ремонта без

Сложность проблемы обусловлена ещё и тем, что она неразрывно связана с необходимостью решения математической задачи оптимизации из условия минимизации массы, габаритов, энергопотребления аппарата, при осевых перемещениях и усилиях, соответствующих естественным условиям регенерации костной ткани [6].

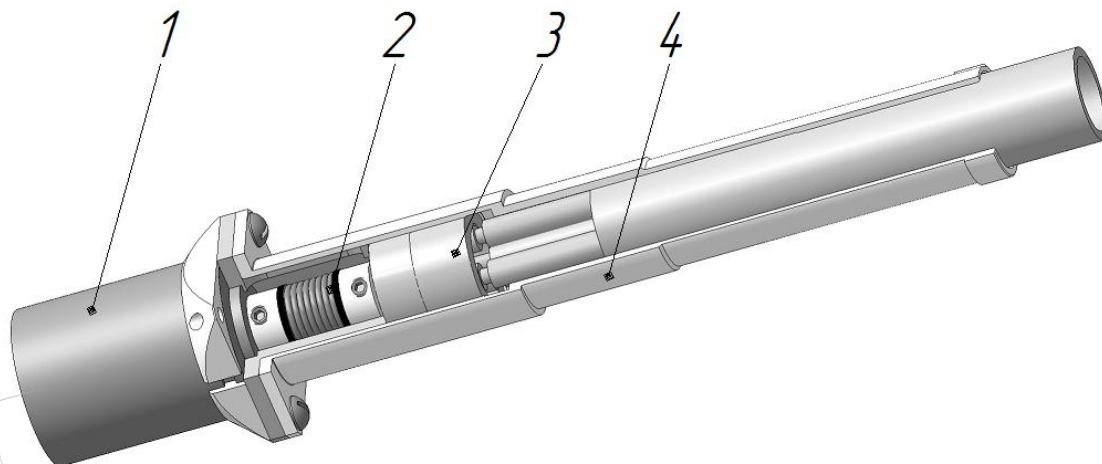


Рисунок 2. Электромеханический привод аппарата: 1 – шаговый электродвигатель; 2 – сильфонная муфта; 3 – планетарная роликвинтовая передача; 4 – корпус.

Одним из возможных решений проблемы может служить модульный принцип построения аппарата из отдельных блоков, соединенных между собой надёжными, но быстроразъёмными элементами. Такая система, на данный момент, уже применена в системе управления аппаратом, когда пульт управления, БУПр и ШД с механической системой, являются отдельными блоками, замена которых по отдельности не требует большого количества времени.

Если оперативное вмешательство в механическую систему аппарата затруднено сложностью сборки-разборки, то модульный принцип обеспечивает возможность замены любого элемента, даже без непосредственной остановки выполнения программы, между циклами работы аппарата.

Такой подход требует постоянного наличия запасных частей, что, с одной стороны, приводит к удорожанию аппарата, но, с другой стороны, не требует потери времени на его ремонт за пределами лечебного заведения. Компенсировать повышение стоимости может наличие на балансе организации более одного аппарата. Тогда возможно применить взаимозаменяемые блоки с незадействованных на данный момент аппаратов до их окончательного ремонта и установки на место.

Оценить эффективность использования различных вариантов модульности, взаимозаменяемости и живучести можно с помощью теории надёжности. Она позволяет численно оценить значимость принимаемых решений, выявить наиболее слабые места в конструкции и дать необходимые рекомендации по эксплуатации аппарата.

Взаимодействие между элементами и условия их работоспособности представим в виде структурной схемы системы аппарата (рис. 3). Система состоит из шести элементов, пять из которых (1 - 5) представляют собой дублированную систему с резервированием методом замещения.

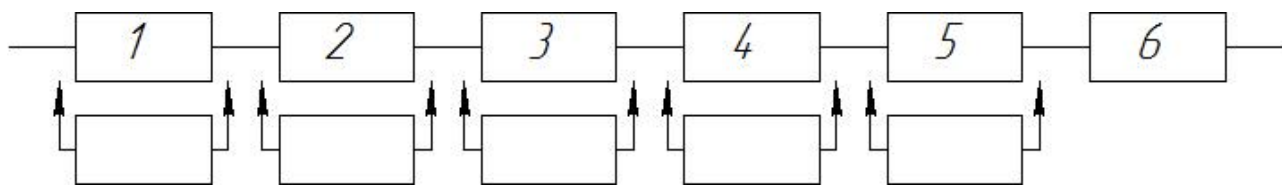


Рисунок 3. Структурная схема системы аппарата: 1 – электропитание; 2 – система управления; 3, 4, 5 – электромеханические привода; 6 – система направляющих основного привода.

Сложность и неремонтопригодность ЭМП (3, 4, 5) не позволяют собрать схему, где возможно было бы включить резервирование элементов. Таким образом, структурная схема построена в виде последовательной системы элементов (рис. 4). Отказ любого из элементов приведет к отказу всего ЭМП.

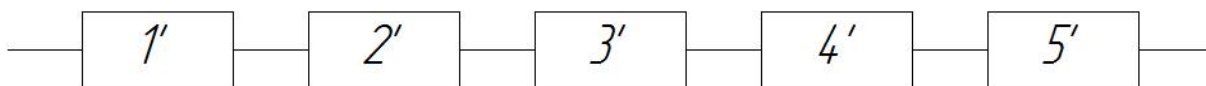


Рисунок 4. Структурная схема системы электромеханического привода: 1' – первый подшипник скольжения; 2' – шаговый микроэлектродвигатель; 3' – сильфонная муфта; 4' – планетарная роликвинтовая передача; 5' – второй подшипник скольжения

Система направляющих основного привода (рис. 5) представляет собой систему из трёх последовательно соединённых элементов. Фиксатор углового положения 1'' является нерезервируемым элементом. Его поломка приведёт к выходу из строя системы направляющих и аппарата в целом. Система направляющих 2'' образует подсистему с дробной кратностью резервирования, равной $m=1/2$, где 2 – количество основных элементов, 1 – количество резервных элементов. Двухступенной шарнир 3'' является дублируемым элементом с резервированием методом замещения.

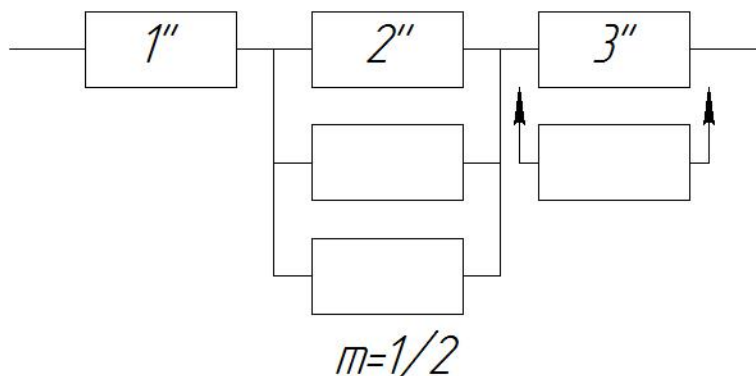


Рисунок 5. Структурная схема системы направляющих основного привода: 1'' – фиксатор углового положения основного привода; 2'' – направляющая; 3'' – двухступенной шарнир.

Для расчёта показателей надёжности аппарата разобьём структурную схему системы аппарата (рис. 3) на систему из последовательно соединённых подсистем и рассмотрим надёжность каждой подсистемы по отдельности. Тогда на основании теоремы об умножении вероятностей [7], вероятность P_c такой системы будет равна произведению вероятностей безотказной работы всех её подсистем P_i

$$P_c = P_1 P_2 P_3 P_4 P_5 P_6.$$

Учитывая наличие резервирования элементов в системе и считая отказ каждого из элементов событием независимым, получим вероятность безотказной работы аппарата в следующем виде

$$P_c = p_1 (1 - \ln p_1) p_2 (1 - \ln p_2) p_n' (1 - \ln p_n') p_1'' (3 p_2''^{12} - 2 p_2''^{13}) p_3'' (1 - \ln p_3'')$$

где $p_1, p_1'', p_2, p_2'', p_3'', p_n' = p_1' p_2' p_3' p_4' p_5'$ – вероятность безотказной работы элементов системы.

Предъявляемые высокие требования по надёжности современной медицинской техники могут быть обеспечены только при условии безотказной работы изделия по всем критериям с вероятностью $P_c \geq 0,9$ за гарантированный срок её эксплуатации.

Выбор критериев и метода расчёта надёжности, сложность, неоднозначность и случайный характер отказов требуют большого объёма исследований как стендовых, так и клинических. Накопленная на данный момент экспериментальная база данных по основным отказам показывает, что определяющую роль в них играет, прежде всего, человеческий фактор: ошибки конструирования, некачественный монтаж, неправильная эксплуатация изделия. Дополнительные проведение экспериментальных исследований влияния нормальных эксплуатационных режимов работы на надёжность аппарата ограничено, как правило, рядом технических и экономических причин.

Библиографический список

1. Автономный ортопедический аппарат автоматизированного остеосинтеза для реабилитации инвалидов: Медицинская техника / В.В. Козырев, О.И. Алборов, О.В. Федотов, С.М. Воробьев, С.Л. Тихомиров, И.М. Мамаев. – М., 2011. – №4 – с. 30 – 33. – ISSN 0025-8075.
2. Мамаев И.М. Обоснование выбора планетарной роликвинтовой передачи для модернизированного привода ортопедического аппарата / И.М. Мамаев, О.В. Федотов // Материалы третьей Всероссийской научно-технической конференции «Информационно-измерительные и управляющие системы военной техники» Владимир, 14-16 ноября 2012 г. – М., Издательство РАРАН, 2012. – с. 132-134 – ISBN 978-5-8311-0706-7.
3. Модернизация конструкции ортопедического аппарата автоматизированного остеосинтеза. Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Труды 10-й между. науч.-техн. конф. с элем. научн. молод. школы. Книга 2. / О.В. Федотов, В.Н. Филимонов, И.М. Мамаев, А.В. Крылов, А.В. Кириллов. – Владимир: 2012. – с. 98-101. – ISBN 978-5-9055-2706-7.
4. Патент на полезную модель №125838 Российская Федерация. Аппарат для остеосинтеза / Мамаев И.М., Крылов А.В., Федотов О.В., Филимонов В.Н.; заявитель и патентообладатель: Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых» «ВлГУ»; поступ. 22.02.12; опублик. 20.03.13, бюл. № 8 (П.ч.).

5. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2011610101 Российская Федерация. Управление приводами ортопедического аппарата автоматизированного остеосинтеза / Мишулин Ю.Е., Федотов О.В., Филимонов В.Н., Мамаев И.М.; заявитель и патентообладатель: Общество с ограниченной ответственностью «Малое инновационное предприятие «Трикарол»; поступ. 8.10.10; зарег. 11.01.12, бюл. № 1.

6. Мамаев И.М. Математическое моделирование динамики ортопедического аппарата автоматизированного остеосинтеза. Постановка задачи оптимизации: Современные проблемы науки и образования / И.М. Мамаев. – 2013. - №6; URL: <http://www.science-education.ru/113-11189> (дата обращения: 10.04.2014).

7. Половка А.М., Гуров С.В. Основы теории надежности. – 2-е изд., перераб. и доп. – СПб.: БХВ-Петербург, 2006 – 704 с. – ISBN 5-94157-541-6.

STUDY THE RELIABILITY OF REHABILITATION DEVICE FOR AUTOMATED OSTEOSYNTHESIS

Mamaev I.M., Fedotov O.V., Filimonov V.N.

FSEI HPE "Vladimir State University Alexander G. and Nicholas G. Stoletovs" (VISU), vano_33reg@mail.ru

Describes orthosis automated nailing and ways to improve its design. Apparatus installed shortcomings identified in the course of the technical and clinical trials. The technique applied to study the reliability of the machine. Evaluate the effectiveness of different options modularity, interoperability and survivability. Derive a formula for the probability of failure-free operation of the apparatus as a whole.



ПАССИВНАЯ МЕХАНОТЕРАПИЯ КИСТЕЙ И ПАЛЬЦЕВ РУК: АНАЛИЗ ФУНКЦИОНАЛЬНОСТИ СУЩЕСТВУЮЩЕГО ОБОРУДОВАНИЯ И ВОЗМОЖНОСТЕЙ ЕЕ РАСШИРЕНИЯ

Брумштейн Ю.М., Мухтарова Е.В., Аксенова Ю.Ю., Мазеев В.А.

Астраханский государственный университет, г.Астрахань, e-mail: brum2003@mail.ru

Вопросы двигательной реабилитации (ДР) кистей и пальцев рук (КиПР) актуальны прежде всего в отношении пациентов, перенесших различные заболевания и травмы, в т.ч. спортивные. Сохранение (восстановление) подвижности пальцев очень важно также для многих видов профессиональной деятельности [9], включая «тонкие» радиомонтажные операции; работу на клавиатуре ПЭВМ; игру на больших музыкальных инструментах; создания «вручную» произведений живописи, различных эскизов; осуществления хирургических операций – особенно нейрохирургических. Важна подвижность пальцев и для воспроизведения собственной подписи [4], которая требуется достаточно часто. В связи с этим в данной статье ставилась **цель** проанализировать возможности существующих устройств для механотерапии (МТ) КиПР в пассивном и полуактивном режимах; оценить возможные направления расширения их функциональности.

Диагностика нарушений моторики кистей рук возможна в отношении как их «сгибания-разгибания», так и «отведения-приведения». В тоже время «пронация-супинация» кисти с использованием только лучезапястного сустава возможна лишь в весьма ограниченных пределах. Дополнительно для кистей могут оцениваться сила сжатия; длительность удержания усилия сжатия (УС); момент появления тремора при сохранении УС; усилие разжатия - оно может значительно отличаться от УС. Для отдельных пальцев кистей может оцениваться следующее: их подвижность по отношению к ладони (во фронтальной и сагиттальной плоскостях); «силовые» характеристики (аналогично кисти). Измерения (оценки) «геометрических характеристик» движений могут быть выполнены с помощью визуального наблюдения (например, медработником); различных угломеров (статические измерения); анализа динамических видеоизображений (в т.ч. путем компьютерной обработки стереоизображений, полученных с использованием двух видеокамер); датчиков акселераторов – например, размещенных в «кольцах», надетых на пальцы рук (так можно оценивать и «динамику движений») - однако кольца могут влиять на движения. Указанные измерения могут осуществляться как в пределах одного сеанса диагностики/тренинга, так и их совокупности. Последнее позволяет оценить, в частности, динамику реабилитационных процессов, их устойчивость во времени и пр.

Лечение нарушений подвижности КиПР может проводиться хирургическими методами и терапевтическими, в т.ч. физиотерапевтическими. Параллельно с этим (или в последующий период) может быть целесообразна «разработка» движений кистей и отдельных пальцев. Она может выполняться так: самостоятельное выполнение упражнений пациентами путем «сжатия-разжатия» соответствующих мышц (аутотренинг); то же, но при наличии объекта, который «сопротивляется» сжатию (например, резинового шарика или пружинящих клавиш для отдельных пальцев); принудительное сгибание одной кисти (или отдельных пальцев на ней) с помощью другой руки пациента; те же операции, выполняемые другим лицом; принудительное сгибание-разгибание КиПР механическим устройством (пассивная МТ); то же, но пациент стремится либо противодействовать «сгибанию – разгибанию» или повороту кисти, либо, наоборот, «действовать» в том же направлении, что и «вынуждающая сила» (полуактивная МТ).

При пассивной механотерапии КиПР могут «разрабатываться» такие суставы: запястья [1]; среднезапястного, проксимального межфалангового, дистального межфалангового [2].

Устройства для пассивной МТ КиПР могут быть либо частью роботизированного оборудования, в т.ч. и предназначенного для кистей [10], либо представлять автономные устройства на аккумуляторном питании, ориентированные на «сгибание-разгибание» – в т.ч. по различным «программам» [2]. Оборудование, предназначенное для выполнения операций «приведения-отведения» пальцев практически не встречается.

Программное управление устройствами МТ (если оно предусмотрено конструкцией), сбор и анализ данных в сеансе, отображение параметров тренинга и пр. могут осуществляться с помощью встроенного в оборудование микропроцессора/микропроцессоров или за счет сопряжения устройства МТ с ПЭВМ. Связь устройства с ней возможна односторонняя или двухсторонняя; проводная или беспроводная (в силу небольших расстояний достаточен Blue tooth канал). При этом информация, поступающая с двух кистей (и/или пальцев) может параллельно передаваться на общий blue tooth приемник ПЭВМ.

Обычно КиПР вставляются в «фиксаторы» оборудовании для пассивной МТ. Проблема различий в размерах кистей обычно решается путем регулировки «фиксаторов», а не использования сменных «насадок».

Рассмотрим, направления наращивания функциональности МТ-оборудования, предназначенного для кистей в целом. При его использовании может выполняться пассивная МТ отдельных кистей (последовательные упражнения) или «параллельно» для двух кистей – в т.ч. с циклами «сгибания-разгибания» в «фазе» или в «противофазе». Количество циклов, частота «сгибаний-разгибаний», а также «объем движений» (углы «сгибания-разгибания») могут определяться выбранной программой тренировки (из числа записанных в памяти микропроцессора/ПЭВМ) или устанавливаться для каждого из параметров индивидуально - с пульта управления. Отметим, что «дискретные» режимы выполнения упражнений, когда за каждой операцией «сгибания-разгибания» следует пауза для «отдыха» пациента - не характерны (однако они могут быть полезны при наличии болевых ощущений). Перспективно изменение «объема движений» (углов «сгибания-разгибания») по ходу сеанса – например, от минимума до заданной в сеансе величины. Аналогичным образом в процессе сеанса МТ может меняться и частота «сжатий-разжатий» кисти, ее поворотов. Таким образом, в общем случае могут меняться следующие параметры МТ в одном сеансе: скорость «сжатия» в пределах одного такта (при приближении к максимальному сжатию она может уменьшаться); длительность выдерживания кисти в сжатом состоянии; скорость принудительного разжатия кисти; длительность паузы перед началом следующего такта (начала сжатия кисти), т.е. «время отдыха».

Помимо детерминированных параметров проведения сеанса МТ (в т.ч. с переменными во времени параметрами) возможны и адаптивные подходы к их изменению. В простейшем варианте регулирование параметров или досрочное прекращение сеанса может осуществлять сам пациент с помощью другой (здоровой) руки или ног - если он выполняет упражнения «сидя», «лежа» или «полулежа».

При наличии дисплея с достаточно большим экраном целесообразна реализация игровых режимов упражнений. Например, лицо, выполняющее упражнения за каждое принудительное «сжатие-разжатие» кисти получает определенное количество баллов, зависящее от «угла сжатия». Самостоятельно управляя «углами» и частотой сжатий тренирующийся набирает баллы по ходу сеанса. Эти баллы в игровых режимах могут использоваться так: управление перемещением по трассе своего «автомобиля» наперегонки с виртуальным противником; управление поединком с «виртуальным боксером» (который может наносить встречные удары - это приводит к вычитанию набранных игроком баллов). Если же тренирующийся за короткое время получил несколько «высоких баллов», то виртуальный противник будет «отправлен в нокаунт или нокаут». Для повышения реалистичности оба варианта могут сопровождаться «звуковыми эффектами», соответствующими изображениями на дисплее.

Управление частотой и углами «сжатий-разжатий» кистей (а также углами их «отведения») может быть реализовано и с применением схем биологической обратной связи (БОС) [7,8]. В качестве «сигнала» БОС можно использовать, в частности, звуки, издаваемые пациентами при появлении болевых ощущений. Предполагается, что пока они терпимы, то пациент молчит (рассудочный контроль поведения). А когда становится «сильно больно», то пациент начинает рефлекторно стонать. «Порог реакции» системы в отношении снижения частоты и/или угла сжатия кисти может быть задан по уровню громкости стонов. При этом целесообразно, чтобы система через некоторое время после уменьшения объема движений начинала снова наращивать частоту и/или углы сжатия. Такое управление пассивной МТ с использованием БОС носит динамический характер.

Возможен и «интеллектуальный анализ данных» - например, если несколько раз при одинаковых углах сжатия кисти возникали «стоны» пациента, то система запоминает этот «устойчивый порог реакции» и больше в течение сеанса углы сжатия до этой «критической величины» не доводит.

Возможна также БОС и на основе оценки системой сопротивления пациента принудительному сгибанию - при превышении некоторого порогового значения сопротивления сгибание прекращается.

Переходим к анализу вопросов МТ отдельных пальцев и их совокупностей. Для МТ пальцев обычно необходимы более сложные фиксаторы, чем для кистей в целом. Кроме того, «большие пальцы» необходимо сгибать (перемещать) в иных направлениях, чем другие четыре пальца кистей.

В МТ могут нуждаться отдельные пальцы кисти, их сочетания, все пальцы. В первом случае целесообразно применение алгоритмов управления объемами движений, типа описанных выше. Если же МТ проводится для всех или нескольких пальцев кисти, то возможна реализация различных программ «перехода

между тактами упражнения»: «поочередного» сгибания-разгибания всех пальцев по «кольцевой схеме» (при этом «текущий», т.е. выбранный, палец за такт может сгибаться-разгибаться один раз или более); случайного выбора в такте очередных пальцев для сгибания (на основе генератора случайных чисел); «парных» сгибаний соседних или случайно выбранных пальцев; случайного выбора для такта количества сгибаемых пальцев и их состава; сгибания большого пальца и группы из остальных четырех пальцев в «противофазе» и пр. Принудительное сгибание групп пальцев может также использоваться для захвата/удержания каких-то предметов: шариков; карандашей/ручек; стаканчиков и пр. При этом предполагается, что «рукой в целом» пациент может двигать самостоятельно.

При пассивной МТ отдельных пальцев (как и для кисти) возможны разные схемы адаптивного управления углами сгибания пальцев и их частотами, включая внешнее управление, варианты с БОС и пр.

Рассмотрим теперь возможности организации реакций системы на действия пациента в процессе МТ. Они требуют использования датчиков – обычно давления, но могут быть полезными также датчики акселерометры. Такие датчики могут быть закреплены на «блоке фиксации кисти в целом» (при МТ кистей); на фиксаторах отдельных пальцев; внутри специальной «перчатки», надеваемой на кисть пациента; внутри «напалечников», в которые вставляются пальцы [11]. Важно, что если исследуются как сгибания, так и разгибания, то для каждой кисти нужны 2 датчика (для двух направлений движения объекта), а для пяти пальцев – 10 датчиков.

Если пациент в процессе МТ пассивен, то сигналы с датчиков давления большую часть цикла «сжатия-разжатия» близки к нулевым. Однако при приближении к углам, вызывающим болевые ощущения, пациент будет рефлекторно оказывать сопротивление движению «фиксатора». В свою очередь это будет приводить к появлению сигнала с датчика, расположенного на стороне, противоположной направлению движения. Сигнал с этого датчика может быть использован для прекращения сгибания (или разгибания) кисти/пальца еще до появления значительных болевых ощущений у пациента. С этой целью необходимо задать «порог реакции» системы, который обычно индивидуален для каждого из пациентов. Фактически в этом случае также используется схема с БОС, т.к. пациент действует на рефлекторном уровне.

Рассмотрим теперь вариант, когда пациент старается двигать кисть (или отдельные пальцы) в том же направлении, в каком движется фиксатор (можно считать, что фиксатор выполняет «ассистирующую» функцию). При этом также возникают сигналы с датчиков давления, но расположенных по направлению движения. В этом варианте МТ-устройство продолжает движение фиксатора пока есть такой сигнал и прерывает его, когда сигнал с этого датчика резко уменьшается (или появляется сигнал с датчика, расположенного на другой стороне кисти/пальца). Описанный вариант управления фиксатором также можно считать «адаптивным» - он осуществляется на основе динамического анализа действий пациента.

Устройства МТ при наличии соответствующих интерфейсов (например, Discm-3) могут быть включены в медицинские информационные системы (МИС) медучреждений [3] или подключены к персональным МИС пациентов [5,6], в т.ч. эксплуатируемых в домашних условиях. При этом в МИС могут не только учитываться факты выполнения сеансов МТ, но и накапливаться «детальная информация» по сеансам (в отношении отдельных «тактов» выполнения упражнений). В дальнейшем такая информация может быть подвергнута «углубленному» компьютерному анализу с применением современных методов Data Mining.

Еще одним важным направлением информатизации устройств МТ в медучреждениях может быть использование пациентами карточек с магнитными полосками или RFID метками, а также флэш-накопителей. На них может быть не только записана информация, идентифицирующая пациента, но и назначения сеансов - включая «детали» (спецификации) режимов выполнения упражнений. Считывание таких карточек может выполняться: медперсоналом для «ручной» установки параметров сеансов; самими МТ-устройствами (но результаты необходимо отображать на дисплее – для визуального контроля). Если рассматриваемые устройства имеют достаточный объем «доступной памяти», то на них может записываться также информация о факте проведения сеансов МТ.

Итак, сделаем **выводы**. 1. Эффективность пассивной механотерапии кистей и/или пальцев рук человека потенциально может быть значительно повышена за счет использования средств информатизации, интеллектуального управления МТ-устройствами. 2. Возможны детерминированные режимы пассивной механотерапии (в т.ч. по различным программам, хранящимся в памяти микропроцессора или ПЭВМ); режимы, основанные на «самоуправлении» со стороны пациента или внешнем управлении медработником (при наблюдении пациента в процессе сеанса, диалога с пациентом); схемы управления, использующие цепочки БОС. 3. Применение в МТ-устройствах датчиков, измеряющих давление кистей (или пальцев) рук на фиксаторы, позволяет реализовать динамические режимы, в т.ч. с «полуактивным» поведением пациентов в процессе сеансов. 4. Фиксация результатов упражнений (причем не только фактов их выполнения, но и динамики показателей в процессе сеансов) возможна с использованием МИС самих МТ-устройств; персональных МИС пациентов, размещенных на домашних ПЭВМ, на серверах медучреждений или в «облаке «Интернета»; в соответствующих подсистемах внутренних МИС медучреждений.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ. Грант № 14-06-00279 «Разработка методов исследования и моделирования объемов/структуры интеллектуальных ресурсов в регионах России»

Библиографический список

1. Аппарат для разработки запястья ARTROMOT-H [Электронный ресурс] <http://www.8a.ru/print/30861.php>. Дата доступа 27.04.2014
2. Аппарат для разработки суставов кисти ARTROMOT-F [Электронный ресурс] <http://www.8a.ru/print/30862.php>. Дата доступа 27.04.2014
3. Брумштейн Ю.М., Скляренко Е.В, Мальвина А.С., Аксенова Ю.Ю., Кузьмина А.Б. Системный анализ направлений и особенностей информатизации сферы здравоохранения России //Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии.- Астрахань, 2013-№4.-С.73-86
4. Брумштейн Ю.М., Вдовина Е.С., Иванова М.В. Исследование параметров подписи человека: анализ целей, возможных методов и их технического обеспечения тренинга /Труды X Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии». (ФРЭМЭ'2012) Книга 2. – Владимир: 2012.- С.261-268
5. Брумштейн Ю.М., Попова Ю.А. Анализ направлений использования МИС для информационной поддержки медицинского обслуживания на дому //Известия ЮФУ. Технические науки - № 9, сентябрь 2012-С. 83-88
6. Гуськова Н.И., Брумштейн Ю.М., Травова Е.С. Медицинское оборудование для надомного применения: анализ парка имеющейся в продаже техники и ее фактического использования населением //Инженерный вестник Дона, ISSN 2073-8633, 2012, №2
7. Долецкий А.Н., Хвастунова И.В., Ахундова Р.Е., Мигулина А.А. Механизмы реализации различных методик самоуправления с биологической обратной связью //Успехи современного естествознания. Пенза: ООО «Издательский Дом «Академия Естествознания», 2013. – с. 14-19.
8. Ибрагимов Р.Р., Брумштейн Ю.М., Аксенова Ю.Ю. Анализ направлений использования биологических обратных связей в тренажерном оборудовании //Актуальные вопросы биомедицинской инженерии. Сб. материалов III Всерос. заочной науч. конф. для молодых ученых, студентов и школьников, с.455-462. [Электронный ресурс] <http://www.sstu.ru/files/content/ndocs/bma%20Sbornik%20Aktual%202013.pdf>. Дата обращения 07.03.2014г.
9. Неживая Ю.Н., Аксенова Ю.Ю., Урумбаева О.Б., Брумштейн Ю.М. Функциональная диагностика/тренинг кистей и пальцев рук человека с использованием микропроцессорной техники и ПЭВМ /Материалы молодежной школы-семинара. - Ростов на Дону: Изд-во Южного федерального университета, 2012- С.27-28
10. Роботизированная механотерапия для верхней конечности [Электронный ресурс] http://www.orbifond.ru/insult/after_life/robotizirovannaya_mekhanoterapiya_dlya_verkhney_konechnosti/ Дата обращения 03.05.2014.
11. Gloreha - роботизированная перчатка для восстановления активных движений в пальцах. [Электронный ресурс] <http://www.mednt.ru/catalog/reabilitacionnoe-oborudovanie/robotizirovannaya-terapiya/gloreha/> Дата обращения 03.05.2014.

◆

АНАЛИЗ СОВРЕМЕННЫХ РАБОТ ПО CFD-ИССЛЕДОВАНИЯМ ГЕМОДИНАМИКИ ИСКУССТВЕННЫХ ОРГАНОВ

Жданов А.В., Морозов В.В.

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых, vvm@vlsu.ru

Исследование гемодинамики является основным направлением в научных работах по искусственным органам зарубежных и отечественных ученых. Во всех научных центрах гемодинамика активно исследуется либо теоретическими методами на основе CFD-пакетов и либо экспериментальными методами. Наиболее гибким и быстрым является первый метод, который реализуется как в плоской (2D), так и в объемной (3D) постановке. В зарубежных странах используются CFD-пакеты TASCflow, Gambit и FIDAP, ANSYS, FlowVision и др. Наиболее сложные задачи гемодинамики решены в пакете ANSYS/Flotran с использованием твердотельного CAD-моделирования (SW, NX, Pro/ENGINEER, CreoParametric и т.д.). Наиболее значимыми работами в этой области стали исследования американских, японских и немецких ученых.

CFD-исследования гемодинамики успешно проводились учеными РФ для шнековых и центробежных насосов нереверсивного типа, клапанов крови, а также систем пульсирующего типа и искусственных желудочков сердца (ИЖС) в стационарной постановке. Развитие вычислительных средств и появление мультипроцессорных вычислителей позволило перейти к задачам гемодинамики с движущимися элементами насосов и нестационарной постановкой задачи движения. Исследования проводятся на конечно-элементных моделях и основаны на решении дифференциальных уравнений течения жидкости в заданной области с определенными краевыми условиями. Исходной информацией для исследований гемодинамики ИЖС являются параметры потока крови: объем ударного выброса 50...85 мл; плотность крови $\rho = 1,06 \times 10^{-3} \text{ г/мм}^3$; вязкость крови $\mu = 6 \times 10^{-3} \text{ г/мм}^3 \text{ сек}$; гематокрит - $Ht = 45 \%$; скорость потока - 5,5...8 л/мин. Основными уравнениями, описывающими течение несжимаемой ньютоновской вязкой жидкости, являются уравнение неразрывности,

уравнения Навье-Стокса, уравнения моделей турбулентности потока. Результатами исследований являются скорость и давление потока, зоны торможения и закручивания потока, касательные напряжения, показатели гидродинамики в любой момент времени. При расчете нормализованного индекса гемолиза используется следующий алгоритм: используя данные CFD-анализа в каждый момент времени получают значение показателя кинетической энергии турбулентности (1 этап), на основе которых рассчитывают значения касательных напряжений Рейнольдса (2 этап); зная время воздействия данных напряжений на кровь, определяют степень повреждение крови от касательных напряжений (3 этап), объем свободного гемоглобина (4 этап) и показатель гемолиза (5 этап). В работах ВлГУ за последние два года проведено моделирование гемодинамики искусственных желудочков сердца (ИЖС) пульсирующего типа с учетом возвратно-поступательного движения мембраны, различного соотношения систола/диастола и режимов нагружения. Впервые получены результаты гемодинамических параметров для всех стадий цикла ИЖС и разнообразных конструкций систем ВК и ИС. Полученные результаты позволяют еще на стадии проектирования изменять геометрию ИЖС по критериям минимального значения гемолиза, отсутствия зон стагнации и значениям потока крови. Дальнейшим продолжением этих работ были исследования, в которых учитывалась работа клапанов поворотного типа и элементы магистралей. Преимущество такого подхода заключается в возможности получить достоверные значения гемодинамических параметров, зон стагнации и показателя гемолиза, не приступая к макетированию. Полученные результаты хорошо коррелируют с оценками зарубежных ученых и экспериментальными результатами.

Аналогичный подход может применяться не только для систем ВК и ИС, но и для устройств диализа, искусственных сосудов и клапанов.

ANALYSIS OF THE MODERN OPERATIONS OF CFD-RESEARCHES OF HEMODYNAMICS OF ARTIFICIAL ORGANS

Zhdanov A.V., Morozov V.V.

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, vvm@vlsu.ru

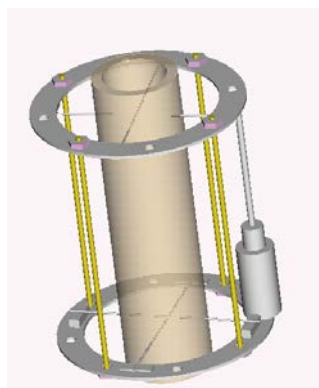
In the report the analysis of operations of foreign and domestic scientists in the field of research of hemodynamics of artificial organs is provided. The perspective of use CFD-researches of hemodynamics is justified and proved, specific examples of calculations of perspective constructions of artificial organs in VISU are shown.

ИССЛЕДОВАНИЕ ЖЕСТКОСТИ КОМПРЕССИОННО-ДИСТРАКЦИОННЫХ АППАРАТОВ С МИКРОПЕРЕМЕЩЕНИЯМИ

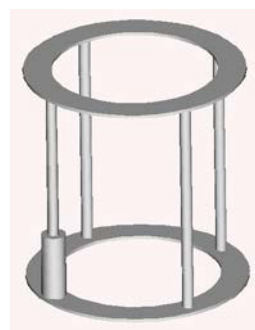
Новикова Е.А., Мамаев И.М., Жданов А. В.

ФГБОУ «Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых»,
zhdanov@vlsu.ru

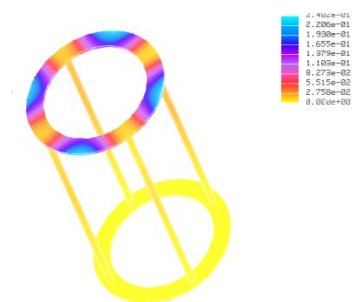
Одним из важнейших вопросов, возникающих в процессе проектирования компрессионно-дистракционных аппаратов (КДА) с микроперемещениями колец, является вопрос обеспечения прочности и жесткости аппарата при различных углах приложения функциональной нагрузки. Этот вопрос можно разбить на следующие самостоятельные задачи: определение объемного напряженно-деформированного состояния (НДС) КДА; определение полей напряжений и деформаций при различных углах приложения нагрузки; выявление опасных участков с точки зрения прочности и жесткости; выработка предложений по улучшению конструкции КДА.



а) твердотельная модель аппарата (Pro/ENGINEER)



б) расчетная модель КДА (Pro/ENGINEER)



в) поля упругих деформаций для КДА (Pro/MECHANICA)

Рисунок 1. Твердотельная модель и анализ жесткости КДА с 4-мя стойками

Для рассмотрения поставленной задачи создавалась твердотельная модель сборки аппарата с одним приводом, которая представлена на рис. 1. В отличие от аппаратов с тремя одновременно работающими приводами такая конструкция нуждается в оценке жесткости и прочности. В работе рассматривались КДА с различным числом стоек.

Решение поставленных задач проводилось в программном пакете *Pro/MECHANICA*, основанном на методе конечных элементов (КЭ), особенностью которого по сравнению с другими аналогичными программами являются высокая сходимость и точность решения, определяемая пользователем, удобная дискретизация модели и высокая достоверность результатов. Решение поставленной задачи определения НДС проводилось в несколько этапов:

- построение геометрической модели объекта - было выполнено в системе сквозного проектирования *Pro/ENGINEER*;
- создание КЭ - моделей аппарата - наиболее оптимальным с этих позиций является вариант, у которого количество элементов 11472, количество узлов 4229;
- построение расчетной схемы нагружения аппарата - закрепление устройства осуществлялось по нижнему кольцу, длина стоек варьировалась от 200 до 300 мм. Нагружалось только верхнее кольцо. Величина усилий раскладывалась по соответствующим осям в соответствии с углом действия функциональной нагрузки α . Подобная схема была предложена акад. Г.А. Илизаровым в более ранних работах.

Результаты расчета НДС представлялись в табличном и графическом видах (рис.1, в, рис.2). В таблице представлены значения максимальных деформаций колец и дуг различных диаметров при максимальном усилии натяжения спицы 1,7 кН. В таблице представлены некоторые результаты расчетов

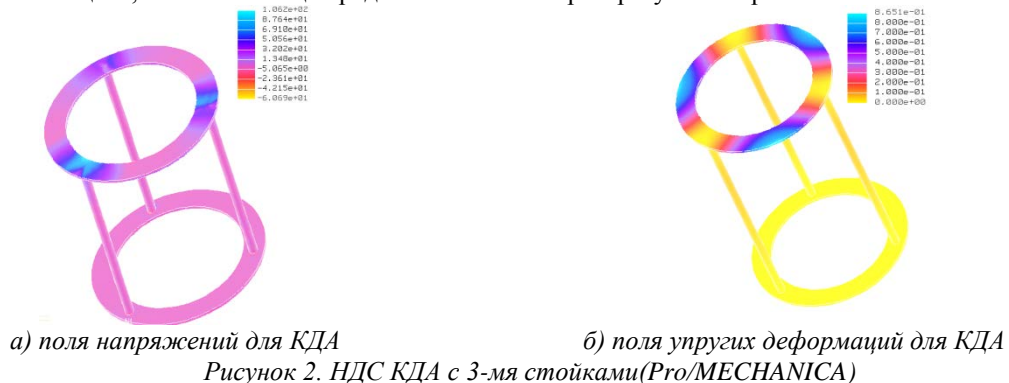


Таблица Сравнительный анализ величин деформации КДА, мм

Диаметр колец, мм	110	130	150	170	190	210	225	
Номера колец	0	1	2	3/4	5	6	7	
Решение Г.А.Илизарова (N = 3)	0,2	0,4	0,5	0,9	1,4	1,7	1,8	
Численное решение методом КЭ								
N = 3	$\alpha = 0^0$	0,188 (6,0%)	0,362 (9,5 %)	0,443 (11,4%)	0,865 (3,88%)	1,344 (4,0%)	1,615 (5,0%)	1,726 (4,1%)
	$\alpha = 5^0$	0,422	1,097	1,487	2,911	4,511	5,434	5,808
N = 4	$\alpha = 0^0$	0,056	0,104	0,128	0,248	0,385	0,463	0,495
	$\alpha = 5^0$	0,380	0,732	0,896	1,749	2,717	3,265	3,489

В таблице обозначено: N – количество стоек КДА, α – угол приложения нагрузки, цветом показаны недопустимые значения.

Анализ полей упругих деформаций для аппарата с тремя и четырьмя стойками показал, что при перекосе 0 градусов явно выделяются участки на верхнем кольце с большими очагами упругих деформаций и напряжений. Так упругие перемещения для аппарата с тремя стойками (N = 3) составляют 0,865 мм, для аппарата с четырьмя стойками (N = 4) составляют 0,248 мм, что в 3,3 раза меньше. Сравнение с данными Г.А. Илизарова дает расхождение от 3,88% до 11,4%, что является допустимым. При перекосе 5° и выше упругие перемещения для всего кольца практически одинаковы и достигают предельных значений для диаметра колец 170 мм при N = 3 и 190 мм при N = 4. При перекосе начинают деформироваться стойки

аппарата, что очень опасно с точки зрения прочности. На графиках упругих перемещений видно, что при перекосе 5° упругие перемещения возрастают почти в 5 раз, а при 10° в 6 раз и достигают 5,5 мм, что естественно приводит к нарушению работы аппарата. Поэтому необходимо ограничить угол перекоса $3,5^\circ$. Анализ полей эквивалентных напряжений для аппарата с тремя стойками показывает, что с увеличением перекоса зона размещения максимальных напряжений смещается при 0° зона 3 - напряжение 92 МПа, при 10° зона 2 - напряжение 131 МПа. Для аппарата с четырьмя стойками при 0° уровень напряжений составляет 71 МПа, при 10° - 98 МПа. Таким образом, целесообразно применять аппарат с четырьмя стойками с длиной не более 200мм.

RESEARCH OF RIGIDITY OF COMPRESSION-DISTRACTION DEVICES WITH MICROMOVING

Novikova E.A., Mamaev I.M., Zhdanov A.V.

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, zhdanov@vlsu.ru

Analysis results of rigidity are given in the report and intense the deformed status compression-distraction devices. Numerical decisions for different options of construction which specify data acad. Pizarov are received. Researches allow to predict rigidity of new constructions of devices with micromoving.

АНАЛИЗ КОНСТРУКЦИЙ И УСТРОЙСТВ ДЛЯ УПРАВЛЯЕМОЙ РЕГЕНЕРАЦИИ КОСТНОЙ ТКАНИ

Мамаев И.М., Жданов А.В., Морозов В.В.

ФГБОУ ВПО «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», vvm@vlsu.ru

В настоящее время известно более 100 различных аппаратов для чрескостного остеосинтеза (ЧО), которые отличаются конструктивными элементами, находя различное применение в зависимости от конкретных клинических задач. В нашей стране наибольшее распространение получили спицевые аппараты (Илизарова, Гудушаури, Волкова-Оганесяна, Ткаченко и др.), за рубежом - стержневые аппараты (Гофмана, Вагнера, Мюллера и др.). Наиболее часто в клинической практике используется аппарат Г.А. Илизарова, отличающийся простотой конструкции, высокой жесткостью фиксации костных отломков, малой травматичностью в применении. Спицы в этом аппарате располагаются перекрестно друг другу. Аппарат состоит из колец (их собирают из двух полуколец), резьбовых телескопических стержней с резьбой, резьбовой муфты, которая позволяет раздвигать или сдвигать опоры. Стержни закрепляются в опорах с помощью гаек, а спицы натягиваются спецификаторами. Конечный результат лечения при ЧО полностью зависит от биомеханических условий, создаваемых в системе "аппарат-конечность". Данный аппарат позволил решать проблему комплексной оптимизации условий для восстановительных и формообразовательных процессов костной ткани. Поскольку эта конструкция состоит из унифицированного набора деталей, то на основании ее было создано множество аппаратов различных вариантов (Калнберза, "Синтез", Демьянова и др.). Использование этих аппаратов позволяет обойтись чаще всего без иммобилизации, т.к. сама конструкция способна плотно и прочно удерживать костные отломки; кроме того, аппарат позволяет наблюдать за раной, перемещать конечность, не боясь смещения отломков кости. Однако использование аппаратов при лечении влечет за собой дополнительные трудности: для его наложения требуются значительные затраты времени, а в местах введения спиц иногда возникают прорезывание тканей и нагноение. Дистракция и компрессия проводятся вручную с помощью ключей, что уже не отвечает современному развитию техники. Кроме того, использование управляемых систем аппаратов для ЧО, т.е. конструкций, действующих в динамическом режиме, является наиболее эффективным путем развития таких устройств. Поэтому актуальным стал вопрос о применении различных управляемых приводов в аппаратах для ЧО.

Наиболее существенным явлением при ЧО остается процесс регенерации костной ткани. Существует четыре основных биомеханических фактора управления регенерацией костной ткани [1, 2]: *компрессия* - осуществляется одновременно при свежем переломе, затем поддерживается постоянным для плотного контакта отломков и улучшения их фиксации; *дистракция* - медленное, дозированное (не более 1 мм/сут), строго контролируемое растяжение отломков в условиях жесткой фиксации; необходима для лечения неправильно сросшихся переломов, ложных суставов, для удлинения конечности; из-за особенностей костного регенерата, который медленно оссифицируется и перестраивается, необходимо постепенно снимать дистракционные усилия и использовать легкую компрессию; сочетание компрессии и дистракции позволяет создать прочный костный регенерат; *фиксация* - дает возможность реализовывать репаративные усилия организма в факте консолидации отломков, обеспечивается конструкцией аппарата; *функциональная нагрузка* - формообразующий фактор для органной перестройки костного регенерата.

Анализ конструкций компрессионно-дистракционных аппаратов (КДА) для автоматизированного остеосинтеза (АО), в которых используются приводы показывает, что они служат для улучшения условий регенерации ткани. Так КДА (А.С.1732956) Г.А. Илизарова и др. обеспечивает непрерывную дистракцию путем предупреждения перекоса резьбовых стержней. Недостатком данной конструкции является длинная кинематическая цепь приводного устройства и наличие гибкого движущегося элемента в конструкции. Интересной представляется конструкция, когда каждый телескопический стержень КДА связан с мотор-редуктором, обеспечивающим возвратно-поступательное перемещение. Все четыре привода связаны с единой системой управления. При этом будет обеспечиваться управляемая компрессия и дистракция. Аналогичный подход использован проф. В.В.Козыревым [3]. Однако наличие трех или четырех приводов значительно утяжеляет конструкцию, что очень нежелательно для больного. КДА конструкции В.К. Калнберза и др. (А.С.1819582) содержит опорные кольца, дистракторы, храповой механизм, блоки измерения усилий, куда входят датчики усилий, источник питания, блок формирования управляющих сигналов, блок коррекции алгоритма управления, преобразователь информации и приводное устройство. В этой конструкции создаются условия для регенерации костной ткани путем автоматического регулирования длительности цикла дистракции в зависимости от индивидуальных особенностей пациента. Существует ряд конструкций КДА, выполненных с использованием гидравлических приводов (А.С.168370, 1602501); при этом создается постоянное дистракционное усилие на удлиняемую конечность при обеспечении возможности регулирования величины этого усилия. Наиболее интересная конструкция предложена Г.А. Илизаровым и др. (А.С.1750666); она также обеспечивает стабильность дистракции путем заданного временного интервала. Использование гидравлических приводов значительно усложняет обслуживание КДА, связано со сложностями эксплуатации, значительно утяжеляет аппарат. Некоторые исследователи, например А.С.1570715, указывают, что для сокращения сроков формирования костного регенерата необходимо не только использовать управляемую дистракцию (0,5...1 мм/сут) и компрессию, но и выполнять функциональное нагружение приводом по оси кости в направлении дистракции с частотой 0,25...5 Гц, с амплитудой 1,5...3 % длины регенерата (0,1...0,3 мм на каждый сантиметр регенерата) в течение 0,5...6 часов в день за 30...60 дней до окончания дистракции, а после выполняют периодические компрессионные перемещения с теми же параметрами до формирования регенерата. Таким образом, использование мехатронных и электромеханических приводов в КДА для АО является существенной необходимостью для сокращения сроков лечения больных, облегчения управления регенерацией костной ткани, целенаправленного влияния на структуру и свойства костного регенерата. Основные требования к приводам КДА можно сформулировать следующим образом: (1) минимальные массогабаритные характеристики; (2) перемещение: для компрессии и дистракции - 0,5...1 мм/сут; (3) шум – не более 40 дБА на расстоянии 250 мм; (4) ресурс работы – не менее 5000 часов; (5) минимальное потребление энергии от автономных источников питания, (6) защита от ударов; (7) эстетичность конструкции.

Кроме того, необходимо применять приводы для других конструкций аппаратов, поскольку каждый аппарат применяют в зависимости от конкретных клинических задач. В связи с этим необходима разработка конструкций аппаратов с приводами конструкций Гудушаури, Ткаченко, "Синтез" и других.

Библиографический список

1. Остеосинтез: Руководство для врачей/ Под ред. С.С.Ткаченко. Л.: Медицина, 1987.
2. Девятков А.А. Чрескостный остеосинтез. Кишинев: Штиинца, 1990.
3. Козырев, В.В. Автономный ортопедический аппарат АО для реабилитации инвалидов [Текст]/ Козырев, В.В., Алборов О.И., Федотов О.В., Воробьев С.М., Тихомиров С.Л., Мамаев И.М. //Медицинская техника. 2011. № 4. С. 30-33.

THE ANALYSIS OF CONSTRUCTIONS AND DEVICES FOR CONTROLLED REGENERATION OF BONE FABRIC

Mamaev I.M., Zhdanov A.V., Morozov V.V.

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, vvm@vlsu.ru

Biomechanical factors are given in article regenerations of bone fabric influencing process and the short description of devices for implementation of these factors is provided. Explicitly constructions of devices for automated process of regeneration are described and requirements for perspective devices are formulated



ИСПОЛНИТЕЛЬНЫЕ МЕХАНИЗМЫ ПРИВодОВ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ СИСТЕМ ОБХОДА ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА СЕРДЦА ПУЛЬСИРУЮЩЕГО ТИПА

Шинаков И.В., Волкова И.В., Круглов А.В.

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых tms@vlsu.ru

По данным НЦССХ им. А.Н.Бакулева РАМН в РФ насчитывается около 8 млн. человек с диагнозом хроническая сердечная недостаточность, из которых 3,4 миллиона имеют III–IV стадию заболевания. Смертность больных в течение одного года среди таких пациентов достигает 26–29 %, то есть за один год в РФ умирает от 880 до 986 тысяч больных только с этим диагнозом. Одним из путей решения этой проблемы является трансплантация сердца, однако использование систем ОЛЖС необходимо и при таких операциях. Системы ОЛЖС являются обязательными во всех ведущих клиниках США, Европы и Японии, принимаются практиками как необходимые аппараты в экстренных случаях при операциях пересадки, заменах клапана и др., а также как «страхующие» устройства при менее сложных случаях. Т.о. создание систем ОЛЖС для разных категорий пациентов является приоритетным, практически значимым направлением современной медицинской техники. Известно, что системы пульсирующего типа более функциональны и максимально приближены к естественному кровотоку.

В индивидуальных системах обхода левого желудочка сердца (ОЛЖС) пульсирующего типа используются насосные модули – мехатронные приводы (МП), содержащие многополюсный вентильный двигатель постоянного тока (ДПТ), работающий в реверсивном режиме, и исполнительный механизм (ИМ) преобразования вращательного движения в поступательное [1]. В настоящее время наиболее распространенной и надежной конструкцией ИМ таких модулей являются роликовинтовые механизмы (РВМ), а в качестве ДПТ используются моментные многополюсные двигатели. Примерами таких конструкций могут быть: Baylor LVAD, ТАН, США (РВМ); Yamagata LVAD, ТАН, Япония (РВМ); Hokkaido LVAD Япония (ШВМ); Swiss LVAD, Швейцария (РВМ) и др. [2] Проектирование подобных систем возможно только с учетом совместного влияния ДПТ и ИМ. Для точного определения параметров ИМ и ДПТ необходимо провести синтез по критериям предельных динамических возможностей, минимума потребляемой мощности (ПМ).

Определение допустимого диапазона КПФ ИМ выполняем по формуле:

$$S_1 \leq S_X \leq S_2,$$

$$\text{где } S_{1,2} = \frac{1}{2} \frac{\eta M_{\Pi}}{F_H} \left(1 \pm \sqrt{1 - \frac{P_H}{P_0}} \right).$$

Здесь МП – пусковой момент ДПТ; F_H – силы нагрузки, действующие на выходное звено; η – КПД ИМ; P_H – мощность нагрузки $P_H = F_H v_H / \eta$; P_0 – мощность ДПТ при номинальном напряжении $P_0 = M_{\Pi} \omega_{XX} / 4$; ω_{XX} – угловая скорость холостого хода ДПТ; скорость перемещения $v_H(t)$ в фазу изгнания имеет вид: $v_H(t) = v_{sys} [1 - \exp(-t/T_{\gamma})]$; v_{sys} – амплитудное значение систолической скорости, T_{γ} – электромеханическая постоянная времени ДПТ T_{γ} .

Оптимальную КПФ по минимуму ПМ определяем по формуле:

$$S_P = \sqrt{r_{\Pi} v_H T_{\gamma} \frac{\eta M_{\Pi}}{F_H} \frac{U}{U_0}},$$

где r_{Π} – число пар полюсов; T_{γ} – постоянная времени УПУ; U – напряжение на выходе УПУ; $U_0 = 12$ В – напряжение на входе ДПТ.

Выбор двигателя с необходимой мощностью должен обеспечивать требуемый закон перемещения нагрузки в диапазоне КПФ $S_1 \leq S_X \leq S_2$, т.к., технологически не всегда возможно соблюсти точное значение КПФ, а единственное значение может быть далеко не оптимальным. Для МП ВК необходим вентильный бесконтактный трехфазный ДПТ на постоянных магнитах с конструкцией, оптимизированной по моменту [2, 3]. Для МП с РВМ необходим двигатель с полым ротором. Из выпускаемых машин наиболее полно удовлетворяет ДПТ фланцевого исполнения EC 45 Flat (Maxon motor, США), ДПТ с полым ротором 563-06B (Kollmorgen Magnedyne, США) и отечественный ДПТ на базе ДБМ50 (табл. 1).

В табл. 2 приведены сводные результаты силового синтеза для МП ВК по методике [1] на базе двигателей из табл. 1. В качестве основного режима работы выбран режим с характеристиками: частота сердечных сокращений $f = 120$ мин⁻¹; отношение систола/диастола $\beta = 1:3$; систолическое давление $p_{sys} = 120$ мм рт. ст.; объем выброса $V = 80$ мл; диаметр мембраны $d = 90$ мм.

Двигатели имеют примерно равные коэффициенты потерь, т.е. целесообразность применения по критерию тепловыделения можно проверить только экспериментально. Недостатком двигателя EC 45 Flat является большая инерционность, что требует больших энергетических затрат, однако она компенсируется

SECTION 3 - Biomechanics, problems of correction and treatment of musculoskeletal system 271

высокой мощностью двигателя. Вариант с двигателем 563-06В представляется наиболее оптимальным (т.к. с одной стороны обеспечивает наибольшее число режимов, а с другой – достаточно экономичен по затратам энергии).

Таблица 1. Технические характеристики ДПТ МП ВК

Наименование двигателя	Число полюсов	Мощность, Вт	Пусковой момент, Н·м	Частота хол. хода, об/мин	Момент инерции ротора, кг·мм ²	Пусковой ток, А	Напряжение, В	Тепловое сопротивление, °С/Вт	Длина, мм	Внешний диаметр, мм	Внутренний диаметр, мм	Масса, г
ДБМ50-мод.	14	11,78	0,3	1500	0,45	2	12	1,4	30	50	29,6	180
563-06В	14	26,5	0,53	1910	14,00	7,9	11,56	3,5	20,3	45,7	25,0	130
ЕС 45 Flat	16	29,95	0,26	4400	9,25	10,2	12	2,4	16,3	45,0	–	88

В качестве ИМ МП ВК предлагаются две схемы: (1) РВМ, встраиваемый в полый ротор двигателя, и (2) планетарный винтовой механизм с реечной передачей на базе двигателя фланцевого исполнения. По первой схеме РВМ, полученный на базе простейшей планетарной передачи, состоит из одного центрального колеса и сателлитов, установленных в водиле. Роль центрального колеса выполняет винт с резьбовой винтовой нарезкой, а роль сателлитов – ролики с кольцевой нарезкой, которые установлены в опорах водила.

Таблица 2. Результаты силового синтеза

Параметр	Значение		
	563-06В	ДБМ50-мод.	ЕС 45 Flat
Параметры нагрузки			
Максимальная скорость, мм/с	113,6	80,27	139,88
Нагрузка, Н	101,493		
Мощность (с учетом КПД), Вт	16,47	11,64	20,28
Требуемое напряжение, В	9,11	11,93	9,87
Параметры механизма и рабочей точки			
Диапазон КПФ, мм/об	4,42 – 18,55	5,78 – 7,22	2,43 – 8,83
Оптимальная КПФ по ПМ, мм/об	4,42	5,78	3,25
Напряжение, В	11,56	12	10,5
Частота в рабочей точке, об/мин	1542	833	2582
Момент в рабочей точке, Н·м	0,102	0,133	0,075
Мощность потерь в рабочей точке, Вт	8,01	7,24	11,23
Температура нагревания, °С	28,0	25,35	31,0

При вращении ведущего звена, которым может быть как винт, так и водило, ведомое звено будет иметь поступательное перемещение в своих направляющих. Если конструктивно предусмотреть возможность осевого регулирования положения роликов при сборке, то число роликов может быть ограничено только условием соседства, а винт может иметь любое число заходов нарезки. Необходимость в соблюдении каких-либо взаимосвязей между числом заходов винта с числом роликов в этом случае отпадает. Важным преимуществом передачи с кольцевыми роликами является наличие всего одного зацепления у каждого ролика вместо четырех, что резко уменьшает число пассивных связей в передаче. Из конструкции РВМ с кольцевыми роликами следует, что каждому полному обороту ведущего звена соответствует осевое перемещение ведомого звена на величину хода винтовой нарезки винта.

Порядок проектирования ИМ МП систем ВК может быть представлен следующими этапами:

1) Предварительный этап, в который входит создание ИМ по известным проектировочным методикам, разработка математических моделей механизма, создание базы данных стандартных элементов и узлов, рядов двигателей.

2) Этап концептуального проектирования, представляющий собой структурный синтез МП и ИМ.

3) Этап параметрического синтеза, который включает в себя силовой синтез МП, расчет параметров ИМ, детальное конструирование и сборка, геометрический анализ твердотельных моделей.

4) Анализ конструкции, состоящий из конечно-элементного анализа конструкции ИМ и анализа динамических характеристик МП.

5) Синтез и оптимизация по заданным критериям может включать в себя оптимизацию конструкции по надежности, долговечности, износу, плавности, минимуму потребляемой энергии и др., синтез механических корректирующих устройств, синтез алгоритмов цифровой системы управления МП.

6) Технологическая подготовка производства состоит из разработки технологии изготовления и сборки ИМ и МП, а также подготовки конструкторской и технологической документации.

7) Этап изготовления.

Предлагаемая новая функциональная компоновка преобразования вращательного движения вала ДПТ в перемещение диафрагмы сердечного насоса позволяет использовать преимущества как ПР с винтовыми звеньями, так и реечной передачи. Использование в передаче винтовых шестерен с большими углами наклона зубьев обеспечивают уменьшение шумности за счет уменьшения зазора в зацеплении и качественного изменения кинематики элементов передачи, при этом увеличивается КПД ИМ, что увеличивает нагрузочную способность и уменьшает габариты передачи. Бесшумность и малые относительные габариты МП позволяют использовать их в устройствах и механизмах, работающих в условиях дефицита веса и объема, т.е. в составе имплантируемой системы ВК. В таблице 3 представлены сравнительные характеристики МП систем ВК на базе различных ИМ.

Таблица 3. Технические характеристики МП систем ВК на базе ИМ

Параметр	Baylor LVAD, Baylor Medical Center, США (PBM)	Yamagata LVAD, Yamagata, Япония (PBM)	ВлГУ (PBM)	ВлГУ (МП с рейкой)
Диаметр, мм	97	90	92	92
Толщина, мм	70	56	56	50
Объем ИЖС, мл	250	256	250	250
Вес, г	620	380	500	450
Производительность, л/мин	7,5	7,5	7,4	7,2
КПД	45	20	42	56

Библиографический список

1. Имплантируемая система ВК на базе мехатронных модулей: Монография / В.В. Морозов, А.В. Жданов, Е.А. Новикова, Ю.А. Новикова, А.Б. Костерин. – Владимир: Изд-во ВлГУ, 2006. – 134 с. ISBN 5-89368-721-3.

2. Морозов В.В. Роликовинтовые механизмы. Кинематические характеристики: монография / В.В. Морозов; Владим. гос. ун-т. – Владимир: Изд-во Владим. гос. ун-та, 2005. – 78 с. – ISBN 5-89368-634-9

3. Разработка мехатронного модуля имплантируемой системы искусственного сердца и его лабораторно-стендовые испытания / В.В. Морозов, А.В. Жданов, Л.В. Беляев // Мехатроника, автоматизация, управление / М.: Новые технологии, 2009. - № 5 (98). – С. 58-61. - ISSN 1584-6427.

ACTUATORS ACTUATORS INDIVIDUAL SYSTEMS BYPASS LEFT VENTRICLE THROBBING TYPE

Shinakov I.V., Volkova I.V., Kruglov A.V.

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, vvm@vlsu.ru

The article deals with the design of individual actuators drive systems bypass the left ventricle of the heart pulsating type



МОДЕЛИРОВАНИЕ УПРАВЛЯЮЩИХ ВОЗДЕЙСТВИЙ ДЛЯ МЕХАТРОННОГО МОДУЛЯ СИСТЕМЫ ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ

Жданов А.В., Штых Д.В.

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых zhdanov@vlsu.ru

Производительность мехатронного модуля (ММ) системы вспомогательного кровообращения (ВК) во многом зависит от величины и формы управляющего напряжения. Гидравлическую производительность модуля можно определить по параметрам его функционирования на определенных режимах. Так как расход крови равен его притоку (исходя из неразрывности потока жидкости), то производительность (мл/с) можно определить по формуле:

$$Q = \frac{\int_0^{t_u} 0,5 \cdot |q(t)| dt}{t_u},$$

где $q(t)$ – мгновенный гидравлический расход модуля, мл/с; $t_{\text{ц}}$ – время сердечного цикла, с.

Для постоянного систолического давления зависимость расхода крови и частоты сокращений от управляющего напряжения модуля показана на рис. 1.

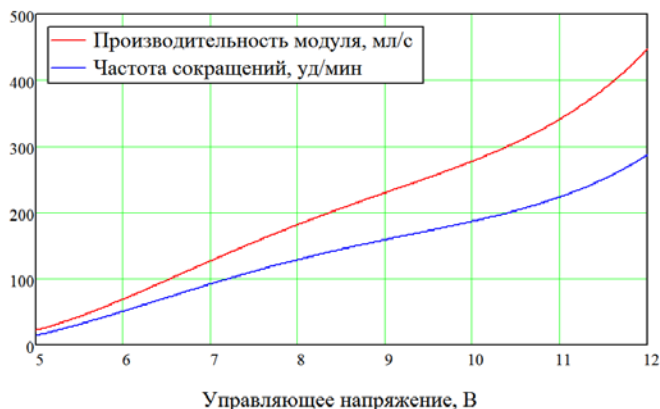


Рис.1

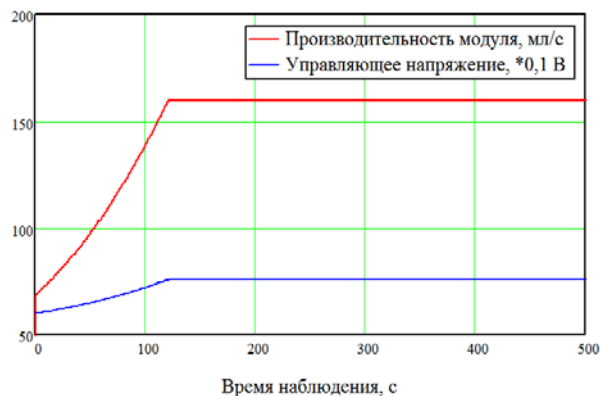


Рис.2.

Управление модулем подразумевает стабилизацию какого-либо параметра функционирования системы кровообращения на определенном уровне. В качестве такого показателя взята величина кровяного давления на входной патрубке модуля. Принято допущение, что значение выбранного параметра напрямую зависит от производительности. На рис. 2. показан пример функционирования системы управления модулем при начальном управляющем напряжении 6 В. Моделирование управляющих воздействий для ММ удобно выполнить на основе структурной схемы управления ММ системы ВК представлена на рис. 3. Основными параметрами для варьирования являются: управляющее напряжение $U_{\text{упр}}$, производительность Q , p_{sys} – систолическое давление, ЧСС – частота сердечных сокращений, $t_{\text{ц}}$ – время сердечного цикла, p_{dia} – реальное давление в фазу диастолы, $U_{\text{корр}}$ – величина корректирующего напряжения, $p_{\text{dia зад}}$ – заданное давление в фазу диастолы.

Функционирование системы происходит следующим образом: контроллер выработывает управляющее напряжение с начальным значением, соответствующим производительности 160 мл/с и частоте сердечных сокращений равной 60 уд/мин; модуль системы ВК обрабатывает указанный режим; кровеносная система реагирует на данное воздействие соответственно внутренним показателям, изменяя давление на входе в модуль; система обратной связи, сравнивая полученное значение давления с заданным, выработывает корректирующий сигнал для контроллера; контроллер изменяет управляющее напряжение в соответствии с сигналом коррекции.

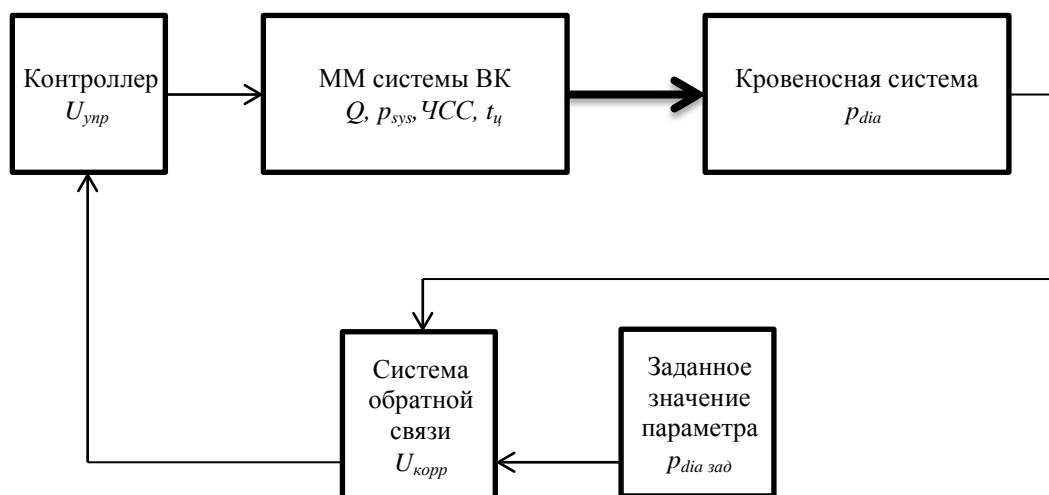


Рис.3

Данная схема реализована средствами математического пакета *MathCAD*. Модель функционирования кровеносной системы дополнена вероятностными колебаниями остаточного давления крови. Для определения реакции системы управления, введено единичное возмущающее воздействие (рис. 4,а). Реакция системы на возмущающее воздействие приведена на рис. 4,б.

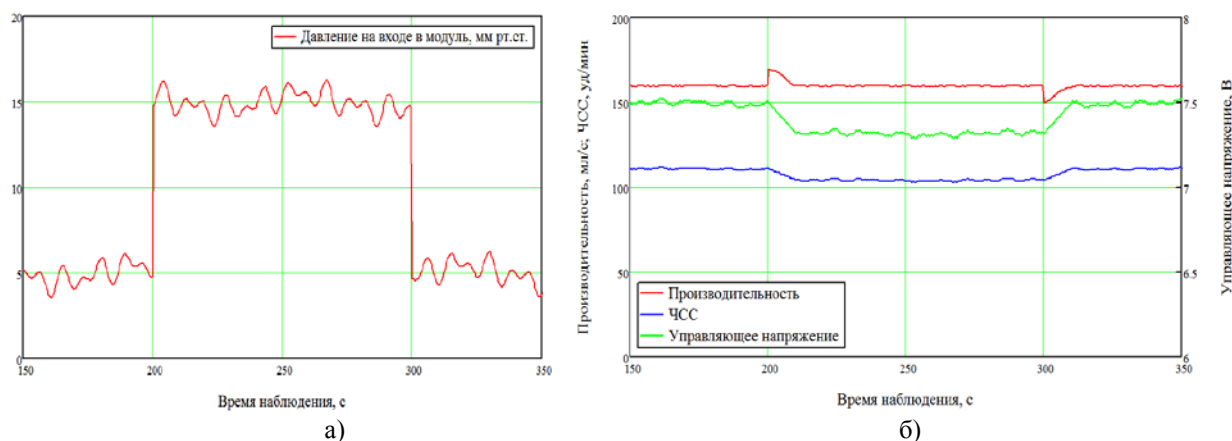


Рис. 4

На основе данной модели проведены исследования влияния законов управления (прямоугольный, прямоугольный с задержками, трапецидальный и синусоидальный) на функционирование модуля и его выходные характеристики. Минимальные значения средней суммарной мощности достигаются при применении прямоугольного закона с задержками переключения управляющего напряжения. При этом и тепловыделение при работе модуля будет минимальным. Значительные величины суммарного момента на валу двигателя при применении данного закона управления предъявляют повышенные требования к характеристикам электродвигателя.

SIMULATION OF MANAGING DIRECTORS OF INFLUENCES FOR MECHATRONIC UNIT OF AUXILIARY BLOOD CIRCULATION

Zhdanov A.V., Shtyh D.V.

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, zhdanov@vlsu.ru

In article different managing directors of influence for mechatronic unit of auxiliary blood circulation are simulated in case of its collaboration with natural heart. Diagrams response of system to perturbing influence are provided the general diagram of creation of management system by the module. Influence of different laws of control on the functional and energetic parameters of the module is probed.

ROLE OF NEURONAL GROWTH AND GENERAL PLASTICITY IN THE RECOVERY OF MOTOR FUNCTION AFTER SPINAL CORD INJURY

Monica A. Gorassini

Department of Biomedical Engineering

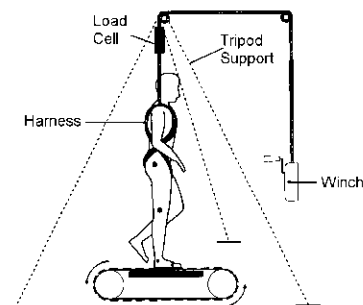
University of Alberta, Email: monica.gorassini@ualberta.ca

Following partial injury to the spinal cord, recovery of lost motor function can occur when patients are extensively trained. For example, daily therapy using partial body weight support and manual assistance of stepping movements (see schematic) can greatly improve walking abilities in persons with incomplete spinal cord injuries. Our current research examines the underlying neuronal mechanisms that produce training-induced improvements in motor function following spinal cord injury (SCI).

Our specific questions are:

Does training increase the synaptic efficacy of spared descending pathways (e.g., cortico-spinal tract) to excite the locomotor centres in the spinal cord? Experimental techniques used: transcranial magnetic stimulation of motor cortex in patients with incomplete SCI.

Does training change intrinsic properties of motoneurons below the injury site to aid in the activation of weakened muscles? Experimental techniques used: paired motor unit recordings in SCI patients



Does training and associated increases in neuronal activation of the denervated spinal cord promote sprouting of spared fibre tracts and/or regeneration of injured axons? Experimental techniques used: anatomical tracing of descending and peripheral nerve fibres in an animal model of partial spinal cord injury.

Finally, we are developing NMR techniques to image the spinal cord at 3 T. This potentially will give us better resolution of spinal cord structures than what is currently available at 1.5 T. We want to determine which fibre tracts are disrupted in these patients in order to relate the functional recovery achieved with known anatomical structures.

Representative Publications

1. Gorassini, M.A., Yang, J.F., Jamieson, S., Kolbinsin, K., Chong, S-L., Stokes, H., and Pang, M.C. Improved locomotor function by treadmill training in persons with incomplete spinal cord injuries. Alberta Neurotrauma Symposium, 1999.
2. Gorassini, M.A., Bennett, D.J., Eken, T. Kiehn, O., and Hultborn, H. Activation patterns of hindlimb motoneurons in the awake rat and their relation to motoneuron intrinsic properties. J. Neuro-physiol. 82: 709-717, 1999.
3. Gorassini, M. A., Bennett, D.J. and Yang, J.F. Self-sustained activation of human motor units. Neurosci. Lett., 247: 13-16, 1998.

РОЛЬ РАЗВИТИЯ НЕЙРОНОВ И ОБЩЕЙ ПЛАСТИЧНОСТИ В ВОССТАНОВЛЕНИИ МОТОРНОЙ ФУНКЦИИ ПОСЛЕ ПОВРЕЖДЕНИЯ СПИННОГО МОЗГА

Моника А. Горассини

Кафедра биомедицинской инженерии, Альбертовский университет

Эдмонтон, Канада, Email: monica.gorassini@ualberta.ca

В работе ставится задача разработки ЯМР-технологии для визуализации спинного мозга при напряжении поля 3 Тл, которая позволит значительно повысить разрешение структур спинного мозга, доступное при 1,5 Тл, с целью оценки функционального восстановления анатомических структур.



BIOMECHANICS FOR ORTHODONTICS AND HEAD RECONSTRUCTION

M. Gary Faulkner, Ph.D.

Department of Mechanical Engineering
University of Alberta, Edmonton, CANADA

Email: gary.faulkner@ualberta.ca

One of the major thrusts has been development of techniques for analysis of large deformations of rods. From a continuum mechanics view these large deformations can result in multiple solutions and are of fundamental interest.

From a dental perspective these techniques can help both in the analysis and design of orthodontic appliances used for repositioning teeth in the dental arches. This capability has been extended to fully three dimensional deformations and has allowed better understanding of how these appliances will react in the mouth. A second area of investigation concerns the evaluation of loading patterns produced when titanium implants in bone are used for several different reconstruction techniques in the craniofacial region. This has included both experimental and numerical studies of the loads and strain fields produced in the hard tissue when these implants are loaded. In addition, work has been done on developing dynamic mechanical methods to evaluate the integrity of the implant system and the

integration of the implant and the hard tissue. This has led to the need for more fundamental understanding of the dynamic models of the system.

The current work on large deformation of rods has included consideration of the three dimensional aspects of these rod deformations. This has implications for three-dimensional design of the rods including the stability of the solutions found numerically. In addition, the introduction of shape memory alloys into the design has opened the possibility of better designs that produce more favorable force systems and allow the repositioning of teeth more effectively than with the use of the conventional linear elastic materials. The superelastic response of these so-called smart materials provides forces which are more compatible with the response of the tissues in the dental arches.

The details of the stress and strain fields around a single implant in various bone configurations has been completed and the work is expanding to include multiple implant situations. The goal is to provide specific guidelines for the design of these multiple implant situations which can be used during treatment planning. In addition, the use of mechanical impacting of implants after placement is being studied a means of evaluating the degree of integration of the titanium with the bone. The dynamic response of the implant to the impact is being related to the "health" of the implant. This technique offers many advantages over conventional diagnostic tools including radiography and nuclear magnetic resonance.

Relevant Publications

Lee, C-L, Mioduchowski, A. and Faulkner, M.G., "Optimization of Corrugated Claddings", ASCE Journal of Structural Engineering, Vol. 121, No. 8, pp. 1190-1196, 1995.

Hatcher, D., McEvoy, S., Mah, R. and Faulkner, G., "The Art of Imaging the Distribution of Local and General Stress in the Stomatognathic System", Informationen aus Orthodontic & Kieferorthopadie, No. 2, pp. 175-215, (1994).

Steigmann, D.J. and Faulkner, M.G., "Variational Theory for Spatial Rods", Journal of Elasticity, Vol. 33, pp. 1-26, (1993).

Faulkner, M.G. and Steigmann, D.J., "Controllable Deformations of Elastic Spatial Rods", Acta Mechanica, Vol. 101, pp. 31-43, (1993).

БИОМЕХАНИКА В ОРТОДОНТИИ И РЕКОНСТРУКЦИИ ГОЛОВЫ

М. Гари Фолкнер, Ph.D.

Кафедра биомедицинской инженерии,
Альбертовский университет, Эдмонтон, Канада

Email: gary.faulkner@ualberta.ca

Представлены результаты усовершенствования техники анализа сильных деформаций стержней. Были проведены экспериментальные и численные исследования, разработаны механические динамические модели для оценки целостности стержней.



СОВРЕМЕННАЯ ХИРУРГИЮ ЗАМЕЩАЮЩАЯ ТЕРАПИЯ БОТУЛОТОКСИНОМ ТИПА А В РАННЕЙ РЕАБИЛИТАЦИИ БОЛЬНЫХ С ПАРЕЗОМ ЭРБА

Филатова Н.Б.¹, Чочиев Г.М.¹, Королькова О.И.¹, Дороговцева Э.А.¹, Малахов Н.Б.², Малахова М.Н.³

1 -ГБУЗ ВО НПЦ «Специализированных видов медицинской помощи», г. Владимир, Россия;
cgm1@yandex.ru

2 -ГБУЗ ВО «Областная клиническая больница», г. Владимир, Россия;

3 - Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И Евдокимова, г. Москва, Россия.

Заболеваемость акушерским параличом в настоящее время остается достаточно высокой, несмотря на очевидные успехи в его профилактике на уровне родильных домов. Общеизвестны основные причины развития пареза Эрба: вес при рождении свыше 4000 г, ножное предлежание, запрокидывание ручки при родах, многоплодие, длительные роды и низкая квалификация персонала родильных домов (= акушерский паралич).

По статистике, более 95 % новорожденных с симптомами пареза Эрба излечиваются спонтанно или после применения консервативного неврологического лечения (Edwards, 2000), из них около 80 % - полностью.

У оставшихся 5% детей даже после применения ранних микрохирургических вмешательств на плечевом сплетении, при отсутствии восстановления функции верхней конечности до возраста 3-9 месяцев, резко возрастает угроза инвалидизации и необходимость применения хирургических вмешательств в различные возрастные периоды, чаще в возрасте старше 4 лет, когда потенциал для нейро-мышечного восстановления пораженных мышц, в основном, исчерпан (Hofer, 1999).

Поэтому способы активации восстановительного процесса в раннем возрасте, то есть до начала формирования органических контрактур, представляются крайне актуальными.

Цель исследования: оценка эффективности применения ботулотоксина типа А (Ботокс, Аллерган) в комплексной реабилитации детей с парезом Эрба.

Материал и методы. С 2007 по 2012 год препарат «Ботокс» применен у 11 больных с парезом Эрба. Мальчиков было 4, девочек - 7, возраст детей составлял от 1 года до 4 (в среднем - 1,6 года).

Левостороннее поражение имело у 2 больных, правостороннее - у 9 больных.

Инъекции «Ботокса» проводились по общепринятой методике, в среднем из расчета 1-2 ед/кг веса в «мышцы-мишени». Основные триггерные точки располагались в широчайшей мышце спины, большой круглой мышце, подлопаточной мышце, круглом пронаторе предплечья, и реже - в большой грудной и двуглавой мышцах плеча.

Кроме этого, в комплекс лечения входили курс лечебной физкультуры, повторные сеансы массажа, физиотерапевтические процедуры и медикаментозное лечение.

Результат. Объем активных, пассивных движений в плечевом и локтевом суставах оценивались независимо ортопедом, неврологом, физиотерапевтом, врачом-реабилитологом, инструктором лечебной физкультуры, массажистом и сравнивался ретроспективно с контрольной группой без применения инъекций Ботокса. Врачом ультразвуковой диагностики проводилась оценка размеров, состояния (контуры, эхогенность и эхо-структура) а также кровоснабжение исследуемых мышц при помощи доплерографических методов.

Использовалась система оценки функции плечевого сустава по Mallet. Оценка функции плечевого сустава возросла с 15 до 19 баллов.

Активация проб: кисть - рот, кисть - шея, расчесывание волос, наружная ротация.

За период наблюдения в стационаре (21 день) отведение в плечевом суставе возросло в среднем с 75° до 110° (с лопаткой). Наружная ротация увеличилась с 10° градусов до 30°.

Отмечена выраженная положительная динамика начиная с 3-5 дня: возрастала подвижность в плечевом суставе при проведении пассивных движений, снижались напряжения в «мышцах-мишенях». По данным УЗИ снижалась эхогенность, улучшалась эхо-архитектоника и кровоснабжение исследуемых мышц.

Из побочных явлений отмечены повышение температуры до 37,8) у 2 пациентов в первые трое суток после введения препарата и преходящая общая мышечная слабость в течение семи дней у 1 пациента.

Заключение. Применение инъекций «Ботокса» в триггерные зоны мышц-антагонистов для пораженных мышц является перспективным направлением в ранней реабилитации у больных с парезом Эрба.



12-ЛЕТНИЙ ОПЫТ ЛЕЧЕНИЯ ВРОЖДЕННОЙ КОСОЛАПОСТИ ПО МЕТОДУ ПОНСЕТИ

Чочиев Г.М.¹, Ганькин И.А.¹, Королькова О.И.¹, Малахов Н.Б.², Малахова М.Н.³

1 - ГБУЗ ВО НПЦ «Специализированных видов медицинской помощи», г. Владимир, Россия
(cgml@yandex.ru);

2 - ГБУЗ ВО «Областная клиническая больница», г. Владимир, Россия;

3 - Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова, г. Москва, Россия.

Аннотация. 12-летний опыт лечения больных с врожденной косолапостью показал его стабильно удовлетворительные результаты, при этом отмечен критически важный момент соблюдения принципов лечения по методике Понсети на всех этапах.

Впервые в России метод Понсети начал применяться с 2002 года в нашем центре. За 12 лет результаты лечения доложены на многих российских (Москва, 2003, 2011; Санкт-Петербург, 2005; Ярославль, 2005, 2006; Иркутск, 2008) и зарубежных (Прага, Чехия, 2004; Сент-Луис, США 2005; Флоренция, Италия, 2007; Гродно, Белоруссия, 2008; Сяньмин, Китай, 2009; Пекин, Китай, 2011) конференциях ортопедов.

Цель настоящей работы: представить отдаленные результаты лечения больных с косолапостью по методу Понсети.

Материал и метод. С 1969 года в центре прошли лечение свыше 1100 больных с косолапостью. Эффективность консервативного лечения и, соответственно, процент оперированных больных в данной группе пациентов в разные годы составляла от 30 до 70 процентов, и зависела от принятой в тот или иной период тактики и методики лечения косолапости.

С 2002 года метод Понсети нами применен у 311 детей с врожденной косолапостью различной степени тяжести из многих регионов России. Мальчиков было 201, девочек - 110. Правосторонняя форма - 88 пациентов, левосторонняя - 73, двухсторонняя - 150, общее число пораженных стоп - 461. Лечение начинали в большинстве случаев (в 85,6%) в возрасте до 1 месяца. Методика гипсования соответствовала общепринятой методике, разработанной Понсети.

Результаты. В среднем, через 3-6 этапов гипсования по методике Понсети достигалась практически полная коррекция всех элементов косолапости у 94,9% больных. В 279 (60,5%) случаях в виду резкого напряжения ахиллова сухожилия потребовалось выполнение закрытой ахиллопластики (под местной анестезией кремом EMLA и УЗИ-контролем) в возрасте 1,5-7 месяцев (в среднем 2,4 месяца). Последние 3 года применяется собственная миниинвазивная техника ахиллопластики. В возрасте 2-8 месяцев - в зависимости от

возраста и начала лечения больные переводились на фиксацию стоп в брейсах Денис Браун (в большинстве случаев, модель «Альфа Флекс»).

Отдаленные результаты прослежены в сроки от 6 до 104 месяцев (в среднем, 60,2 месяца). У 16 больных (5,1%) на 23 стопах (5%) выявлены остаточные элементы деформации, в абсолютном большинстве своём связанные с несоблюдением родственниками больных ортопедического режима. Значительно повысить результаты лечения, сократить кратность этапов гипсования позволило соединение метода Понсети и французского функционального метода, применяемого в нашем центре с августа 2008 .

Заключение. Таким образом, результаты лечения косолапости по методу Понсети показали высокую эффективность и экономическую оправданность, что позволяет рекомендовать его более широкое распространение.

В то же время, ортопедам, использующим данный метод и педиатрам необходимо уделить максимальное внимание разъяснительной работе с родителями пациентов, проводить длительную диспансеризацию и реабилитационные мероприятия. Большое значение имеет налаживание преемственности и единого стандарта лечения по методу Понсети в различных регионах страны.

◆

ЭХОГРАФИЯ РЕЦИДИВИРУЮЩЕЙ КИСТЫ БЕКЕРА

Малахов Н.Б.¹, Чочиев Г.М.², Филатова Н.Б.³, Королькова О.И.², Малахова М.Н.³

1 - ГБУЗ ВО «Областная клиническая больница», г. Владимир, Россия;

2 - ГБУЗ ВО «НПЦ Спецмедпомощи», г. Владимир, Россия;

3 - Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И.Евдокимова, г. Москва, Россия. kohma_37@mail.ru

Актуальность. В последние годы все большее признание у специалистов, занимающихся проблемой лечения кисты Бекера (хирурги, ревматологи, педиатры, ортопеды) получил пункционный метод. В настоящее время предложено несколько вариантов данной методики. Арсенал применения лекарственных препаратов, вводимых в полость кисты достаточно широк, начиная от введения различных склерозантов, до применения цитостатиков. Тем не менее, процент рецидивов составляет от 10% до 50%.

Цель исследования. Определить эффективность и клиническую значимость метода эхографии в диагностике и лечении рецидивирующих кист Бекера у детей.

Материал и метод. Как для первичной диагностики кисты Бекера, верификации диагноза, определения размеров, объема, расчета количества вводимого препарата, навигации при пункции, контроля максимально полного удаления содержимого и введения лекарственных препаратов в остаточную полость, а также осуществление качества проводимого лечения в динамике, нами с 1993 года используется метод эхографии [1, 2].

Применялись ультразвуковые диагностические приборы различных классов, от портативных, до экспертных, разных фирм и производителей. Частота работы датчиков варьировала от 2,5 до 13,0 МГц, а сканирующая поверхность - от линейной до микроконвексной.

Всего было обследовано 15 больных с рецидивирующим течением заболевания, которым проведено 84 исследования.

Результаты. Эхо-картина при рецидиве кисты Бекера после пункционных методов лечения [3] имеет свои отличительные особенности.

Локализация кист соответствовала первичной локализации или была незначительно смещена за счет спаечного процесса в мягких тканях подколенной ямки.

Линейные размеры, а соответственно объем кисты, были меньше исходных размеров.

Киста имеет неправильную форму, с наличием втяжений, выпячиваний и карманов из-за рубцово-спаечного процесса внутри кисты и за ее пределами. Нередко встречаются двух- и многокамерные кисты.

Стенки кисты имели неоднородную толщину, варьирующую от 1 до 4 мм. Эхогенность стенки кисты была от гипер- до гипоехогенной и могла быть различной на разных участках. Иногда можно было видеть слоистость стенки за счет ее отека.

Содержимое кисты, как правило, было неоднородным, с наличием гиперэхогенной взвеси различной дисперсности и интенсивности, обусловленных явлениями воспаления синовиальной оболочки кисты и сладжированием элементов эндотелия.

В просвете кисты часто встречаются пристеночные эхогенные структуры, имеющие связь со стенкой кисты посредством достаточно широкого основания, и не перемещающиеся в просвете кисты. Размеры данных структур варьировали в широких пределах, от нескольких миллиметров, до 1,5-2,0 см.

Приблизительно в половине случаев рецидива кисты Бекера в просвете ее встречаются одна или несколько перегородок. Толщина этих перегородок может быть различной от 0,5 до 5,0 мм. Иногда можно было видеть небольшую флотацию тонких перегородок.

Выводы

1. Применение эхографического метода позволяет проводить более прицельную пункцию кист благодаря четкой топологии кисты Бекера, ее связи с окружающими тканями, в том числе с сосудисто-нервными образованиями.

2. Возможность определения многокамерности позволяет проводить одномоментную пункцию всех жидкостных контентов (в отличие от «слепого» пальпаторного обследования), что позволяет профилактировать будущие рецидивы.

3. Диагностика асептического воспаления в стенках кисты позволяет клиницистам корректировать тактику лечения с включением в схему лечения нестероидных противовоспалительных препаратов.

Заключение. Применение эхографического метода диагностики кист Бекера на всех этапах курации, в том числе рецидивирования, позволило проводить более адекватную терапию данной патологии, что полностью исключило использование хирургических вмешательств.

Библиографический список

1. Н.Б.Малахов, Г.М.Чочиев, Н.Б.Филатова. Применение ультразвукового метода исследования у больных с гигромами подколенной ямки. Материалы юбилейной научно-практической конференции, Казань, 1997, стр. 115-116.

2. Н.Б. Малахов «Ультразвуковая диагностика области коленного сустава у детей». автореф. дисс...к.мн, Москва, 2003 г.

3. Н.Б.Филатова, « Киста Бекера у детей : клиника, диагностика, лечение», автореф. дисс...к.мн, Москва, 1999.



МИНИИНВАЗИВНЫЙ ОСТЕОСИНТЕЗ (МИРО) В ЛЕЧЕНИИ ПЕРЕЛОМОВ ДЛИННЫХ ТРУБЧАТЫХ КОСТЕЙ

Чочиев Г.М.¹, Кукин И.А.¹, Малахов Н.Б.², Малахова М.Н.³

1 - ГБУЗ ВО НПЦ «Специализированных видов медицинской помощи», г. Владимир, Россия
(cgml@yandex.ru);

2 - ГБУЗ ВО «Областная клиническая больница», г. Владимир, Россия;

3 - Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И.Евдокимова, г. Москва, Россия.

Аннотация. Анализ результатов оперативных вмешательств по миниинвазивной технике в лечении переломов длинных трубчатых костей у 124 больных показал высокую эффективность и экономичность технологии МИРО.

Концепция миниинвазивного остеосинтеза перелома длинных трубчатых костей была сформирована Ассоциацией Остеосинтеза (Швейцария) в последние годы согласно новой философии в понимании костного сращения. Открытая репозиция и прямой доступ требуют значительных разрезов и, соответственно, влекут повреждение кровообращения зоны повреждения.

Цель исследования: определить эффективность метода миниинвазивного остеосинтеза пластинами (minimally invasive plate osteosynthesis – МИРО) переломов длинных трубчатых костей у детей и подростков.

Материал и методы. С марта 2007 года оперативное лечение по методике МИРО проведено у 56 больных с диафизарными переломами различных сегментов и у 68 больных с наличием имплантов после накостного остеосинтеза по поводу переломов и корригирующих остеотомий. Контрольной группой служила случайная подборка 35 больных соответствующего профиля, оперированных по обычной (открытой) методике.

Переломы длинных трубчатых костей отмечались в следующих локализациях: бедро – 20 больных (у одного больного перелом обоих бедер), плечо – 16 больных, голень – 20 больных. Все переломы были закрытые, тип А1 – В3 по классификации АО/ASIF. Возраст больных составлял от 9 до 21 года, (в среднем 16,7 лет), мальчиков и юношей было – 36 человек, девочек и девушек – 20.

Удаленные импланты распределились следующим образом: на голени (большеберцовая и малоберцовая кости) – 36, бедро – 12, предплечье – 8, ключица – 8, плечо – 4.

Техника оперативного вмешательства заключалась в проведении 2–6 малых (длиной 1-3 см) разрезов вне области перелома, закрытой репозиции перелома, обязательном интраоперационном рентген-контроле блокируемых пластин с использованием электронно-оптического преобразователя, а также в большинстве случаев УЗИ-контроля с оценкой окружающих мягких тканей.

Удаление пластин проводилось из одного малого доступа по ходу пластины с точечными разрезами в проекции головок шурупов.

Результаты. Отдаленные результаты прослежены в сроки от 3 до 60 месяцев. Оценивались такие критерии, как: длительность оперативного вмешательства, вид анестезии, объем интраоперационной кровопотери, выраженность послеоперационной боли и отека, инфекционных осложнений, сроки

госпитализации, длительность и вид иммобилизации, начало реабилитационных мероприятий и нагрузки на оперированную конечность, сроки достижения консолидации по данным рентгеновского обследования.

Отмечены значительно лучшие показатели по всем критериям, выбранным в качестве исследования по сравнению с контрольной группой больных.

Осложнения наблюдались в 7 случаях. Гипертрофические рубцы в 4 случаях, деформация пластины на бедре – 2, укорочение бедра на 1 см – 1 случай.

Инфекционных и сосудисто-нервных осложнений не было.

Заключение. Миниинвазивные технологии прочно вошли в современную хирургию, в том числе и травматологию и ортопедию. Проведенный нами анализ показал высокую эффективность и экономичность технологии МПРО, а также возможность широкого применения его как у взрослых, так и детей.

В тоже время, метод требует соответствующего оборудования (ортопедический операционный стол, электронно-оптический преобразователь, набор инструментария и имплантов, и конечно же квалифицированного и обученного персонала).

◆

КОРРЕКЦИЯ ФРОНТАЛЬНЫХ ДЕФОРМАЦИЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ У ДЕТЕЙ МЕТОДОМ ГЕМИЭПИФИЗИОДЕЗА (ПЕРВЫЙ ОПЫТ В РОССИИ)

Чочиев Г.М.¹, Малахов Н.Б.², Малахова М.Н.³

1 - ГБУЗ ВО НПЦ «Специализированных видов медицинской помощи», г. Владимир, Россия
(cgm1@yandex.ru);

2 - ГБУЗ ВО «Областная клиническая больница», г. Владимир, Россия;

3 - Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова, г. Москва, Россия.

Проблема деформаций нижних конечностей у детей является актуальной и решается в большинстве случаев методом корригирующих остеотомий. Не останавливаясь на негативных сторонах такого подхода, надо сказать, что в последнее десятилетие получил новый импульс в применении метод гемиепифизиодеза, названный временным и с применением скоб, винтов и 8-образных пластин.

Цель работы оценить эффективность, безопасность, травматичность метода гемиепифизиодеза восьмиобразными пластинами у детей с деформациями нижних конечностей во фронтальной плоскости.

Материал и метод. С июля 2007 года по февраль 2013 год прошли лечение данным методом 7 детей в возрасте 7 – 14 лет (в среднем 11,2 года). Девочек было – 5, мальчиков – 2.

Варусная деформация коленных суставов была выявлена у 4 больных, вальгусная деформация коленного сустава у 2, варусная деформация голеностопного сустава – у 1.

По вовлеченным сегментам – проксимальный отдел большеберцовой кости – 8, бедренная кость – 2, дистальный отдел большеберцовой кости – 1. Всего сегментов – 10.

По этиологическим причинам: экзостозная болезнь – 2, фиброзная дисплазия большеберцовой кости – 2, посттравматическая деформация – 2, витамин Д-резистентный рахит, подострая фаза – 1.

Величина деформации составила от 12 до 40°, в среднем 14°.

Естественно, у всех пациентов были открытые зоны роста, и прогностический рост позволял применить вышеуказанный метод.

Методика оперативного вмешательства соответствовала общепринятой (Orthofix), с применением миниинвазивных доступов (2 см), контролем электронно-оптического преобразователя и сонографическим сопровождением.

Результаты. Отдаленные результаты прослежены в сроки от 2 до 56 месяцев.

У 5 больных достигнута плановая коррекция деформаций, У 2 больных коррекция продолжается.

У 4 больных металлоконструкции удалены по мере достижения желаемой коррекции (без гиперкоррекции).

Темп коррекции деформации составил 1,2 градуса в месяц.

Особенностью метода при опухолевых процессах являлось применение двойных 8-образных пластин, ввиду недостаточной плотности кортикальной пластины в зоне поражения.

Из осложнений был отмечен 1 перелом шурупа диаметром 2,5 мм в нижней трети бедра, без видимой травмы. Повреждения зоны роста в виде закрытия ее после снятия пластины в сроки 4 – 36 месяцев не наблюдалось.

Заключение. Метод гемиепифизиодеза накостными пластинами у детей с деформациями нижних конечностей во фронтальной плоскости является эффективным, малотравматичным, простым в техническом исполнении и экономически доступным.

Исключительно важным является правильный выбор возрастных границ, прогнозирование предстоящего роста и времени удаления имплантов.

СЕКЦИЯ 4

НОВЫЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ

МНОГОАГЕНТНАЯ СИСТЕМА ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ ПОДДЕРЖКИ АНАЛИЗА И КЛАССИФИКАЦИИ ФЛЮОРОГРАММ ДЛЯ СКРИНИНГОВОЙ ДИАГНОСТИКИ ЛЕГОЧНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ

Дюдин М.В., Филист С.А., Черников К.Р.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Юго-Западный государственный университет»,
Sfilist@gmail.com

Заболеваемость органов дыхания не имеет тенденции к снижению, инфекционные заболевания дыхательных путей в общей клинической практике составляют более 25%. Ежегодно в мире фиксируется свыше 9 миллионов свежих случаев туберкулеза легких и 2,5 миллиона летальных исходов от него. Уровень смертности от туберкулеза в России в 2 раза выше, чем в странах Западной Европы. Активный туберкулез часто протекает под маской хронических неспецифических заболеваний. Отмечено также снижение диагностической значимости туберкулиновых проб, обусловленной, как полагают, происходящими в последние годы изменениями реактивности больных туберкулезом. Эффективность туберкулиновых проб варьирует от 9,1 до 87%. В то же время отмечается повышение чувствительности больных раком легкого к туберкулину.

Эффективность лечения заболеваний легких во многом зависит от ранней диагностики, которая, главным образом, основана на анализе растровых изображений рентгенограмм легких. Проблема визуализации органов в пульмонологии сопряжена с необходимостью уменьшения повреждающего влияния диагностических воздействий на человека.

Около 20 лет назад в нашей стране (Новосибирск, СО РАН, проф. А.Г. Хабахпашев) была создана цифровая рентгеновская установка, принцип действия которой состоит в том, что слабое рентгеновское излучение трансформируется в цифровой сигнал, передающийся на дисплей. Лучевая нагрузка на пациента уменьшилась при этом в 40...100 раз. Преимуществом цифровых рентгеновских установок является тот фактор, что изображение органов грудной клетки появляется немедленно на экране компьютера. Изображение хранится на цифровых носителях сколь угодно долго, его можно передать на расстояние по телекоммуникационным каналам связи или зафиксировать на бумаге с помощью принтера.

Но достижения цифровой рентгенографии вызвали проблемную ситуацию, связанную с противоречием между высокой оперативностью и доступностью получения растрового изображения легких и относительно низкой точностью диагностического заключения. По данным ретроспективных оценок работы рентген – кабинетов пропуск патологии при двойном чтении флюорограмм – 15...40%. Ошибки диагностики суммарно достигают до 30...50% всех исследований. При анализе качественных показателей деятельности флюорографической службы в различных административных территориях России, проведенном за ряд лет, отмечаются случаи ошибочной интерпретации флюорограмм, а также низкий уровень дообследования больных.

Причинами невысокого качества массовых флюорографических обследований населения являются недостаточная квалификация врачей, занимающихся интерпретацией флюорограмм, низкий уровень их знаний в области рентгеносемиотики ранних признаков заболеваний органов грудной полости, невнимательность во время работы.

Неравномерность потоков пациентов при ежегодной диспансеризации и необходимость анализировать флюорограммы двумя врачами, создают перегрузку в работе врачей - рентгенологов, что делает крайне актуальным создание автоматической системы экспресс-анализа и классификации флюорограмм. Замена одного врача – рентгенолога на диагностическую систему поможет разгрузить рентген – кабинет за счет оперативной консультативной помощи, уменьшив психологическую нагрузку, создавая положительный экономический эффект.

В противотуберкулезной работе большое значение имеет фактор оперативной оценки эффективности проводимых мероприятий - профилактики, раннего выявления больных, лечения, диспансерного наблюдения.

Обеспечению такой оперативности способствует включение в технологию противотуберкулезной службы автоматизированной системы экспресс-диагностики легочных заболеваний.

Таким образом, несмотря на внедрение в клиническую практику современных методов исследования, проблема раннего выявления и дифференциальной диагностики заболеваний лёгких остаётся далеко не разрешённой, что подчеркивает актуальность изложенной проблемы.

Для решения поставленной научно-технической задачи предлагается использовать принципы построения многоагентных интеллектуальных систем. Растровое изображение флюорограммы анализируется автономными интеллектуальными агентами, по результатам их классификации принимается окончательное решение интеллектуальным агентом на верхнем иерархическом уровне. На нижнем иерархическом уровне предлагается использовать два интеллектуальных агента, реализующие различные парадигмы анализа растровых изображений. В качестве основных парадигм классификации флюорограмм используется контурный анализ, фрактальный анализ и гибридная технология, основанная на выделении контура легких на флюорограмме с последующим фрактальным анализом выделенного сегмента [6].

Принцип многоагентных систем интеллектуальной поддержки принятия решений позволит решить основную проблему диагностики легочных заболеваний по флюорограммам, связанную с ограниченностью диагностики по одной проекции. Использование множество проекций, вплоть до использования компьютерной томографии, позволяет увеличить диагностическую эффективность, но при этом теряется оперативность диагностики и растет радиационная нагрузка на пациента, то есть система диагностики выходит из класса экспресс-систем.

Поставленная задача решается посредством использования многоагентной системы классификации изображений, агенты которой анализируют изображение флюорограммы посредством использования различных парадигм анализа и классификации изображений. Окончательное решение по классификации флюорограммы принимается на более высоком иерархическом уровне анализа соответствующим агентом.

Схема алгоритма анализа изображений флюорограмм в такой системе представлена на рисунке 1.

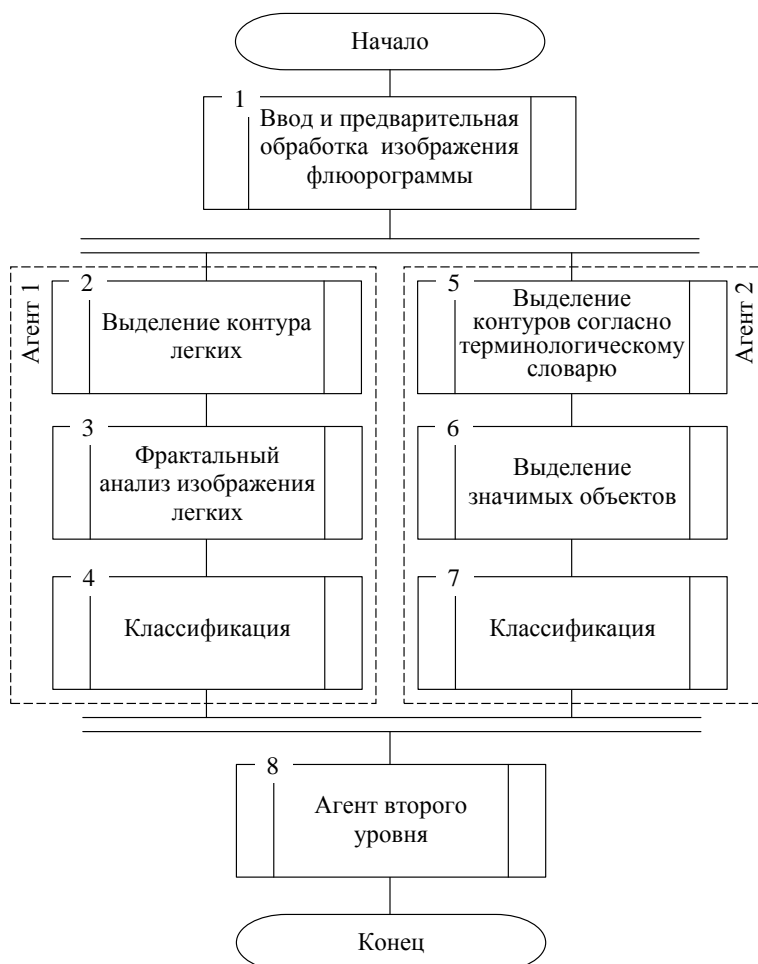


Рисунок 1 – Схема алгоритма анализа флюорограммы в многоагентной системе

В предлагаемом техническом решении системы экспресс-диагностики на нижнем уровне используются два агента. Работа первого агента основана на сегментации растрового изображения флюорограммы. Каждому сегменту ставится в соответствие определенный терм из словаря признаков. Под термом из словаря признаков

понимаем объект, выделенный на изображении при его автоматической сегментации, и отнесенный в результате контурного анализа или анализа гибридными методами к одному из признаков из словаря признаков.

Изображение классифицируется на основе базы решающих правил, в том числе и нечетких, которая получена на основе эмпирических знаний врача-рентгенолога. Объем используемой базы решающих правил определяет глубину скрининга первого агента. Основные идеи формирования базы решающих правил изложены в [1]. Агент настраивается на определенные патологические отклонения флюорограммы. При этом он работает как двухальтернативный классификатор.

Задача, решаемая вторым агентом, - текстурный анализ изображения. В качестве метода текстурного анализа предлагается использовать фрактальный анализ, на основе которого строится обучаемая система распознавания образов, выполняющая функции второго агента [2, 5]. Фрактальный анализ рентгеновских снимков может быть использован в качестве одного из методов раннего обнаружения туберкулеза. Это обусловлено тем, что рентгенограмма легких человека содержит фрагменты изображения, имеющие древовидную структуру. Кроме того, развитие туберкулеза приводит к образованию патогенных зон, которые также имеют фрактальную природу. Отсюда следует, что для эффективного диагностирования туберкулеза необходимо разработать систему распознавания образов, которая позволяет по измеренному значению фрактальной размерности классифицировать рентгенограммы на снимки, содержащие патогенные области, и на снимки, не имеющие признаков заболевания. Фрактальные изображения обрабатываются посредством интеллектуальных морфологических операторов, построенных на основе гибридных технологий [4]. Они позволяют повысить качество сегментации изображений флюорограмм, но не обеспечивают быстродействия, необходимого для современных систем обработки данных. Поэтому математические алгоритмы интеллектуальных морфологических операторов реализованы с помощью логических функций, встроенных в ПЛИС. Тем самым обеспечивается работа системы сегментации изображений в реальном времени, что позволяет рекомендовать ее для обработки растровых изображений, в частности, для интеллектуальных экспресс-систем диагностики заболеваний легких.

Третий агент многоагентной системы должен агрегировать решения, принимаемые агентами нижнего уровня. Так как система экспресс-диагностики предназначена для скрининга различных заболеваний легких, то возможны построения различных моделей агентов как нижнего, так и верхнего уровня, в зависимости от вида диагностируемого заболевания. Модели решающих модулей, предназначенные для классификации растровых изображений флюорограмм, основаны на нейросетевых технологиях и нечеткой логики принятия решений. Решающие модули построены по гибридным технологиям и позволяют объединить достоинства обучаемых систем распознавания образов (используются нейронные сети) и экспертных оценок, полученных на основе анализа опыта врача-рентгенолога путем формирования решающих правил на основе нечеткой логики принятия решений.

На нижнем иерархическом уровне распознавания используется контурный анализ (алгоритмы сегментации), который позволяет выделить отдельные сегменты изображения флюорограммы, соответствующие терминологическому словарю для описания флюорограмм легких, а также контур самих легких, который используется в качестве входной информации для фрактального анализа флюорограмм с последующей визуализацией внутренней структуры скрытых объектов на медицинских изображениях, основанные на концепции фрактальной структуры флюорограммы легких. Основные идеи предлагаемых методов контурного анализа сложноструктурируемых изображений, которые использованы для решения поставленной задачи, представлены в [3, 4].

Реализация вычислительно емких алгоритмов проекта в силу высоких вычислительных затрат и/или реальной потребности в распределенной обработке изображений со сложной комбинацией разделенного доступа к вычислительным ресурсам и экземплярам исходных данных может оказаться неосуществимой или недопустимо долгой посредством локальной ПЭВМ. В целях реализации алгоритмов обработки изображений в среде автоматизированной системы экспресс-диагностики предлагается наиболее сложные алгоритмы структурировать и реализовать на аппаратном уровне, используя технологии FPGA (field-programmable gate array). Использование FPGA для ускорения интегральных вычислений основано на том, что на ее основе можно создать различное количество процессорных элементов (ПЕ), выполняющих одну и ту же операцию, которые позволяют сократить общее время, необходимое для обработки изображений [3].

Классифицирующие модели растрового изображения флюорограммы разрабатываются под конкретные патологические отклонения изображения флюорограммы с созданием базы данных классифицирующих моделей и гибридных технологий отнесения текущей флюорограммы к конкретной классифицирующей модели.

Библиографический список

1. Евфимьевский, Л.В. Опыт использования формализованного протокола для описания цифровых флюорограмм/ Л.В.Евфимьевский, М.И. Зеликман, П.В. Садилов // Медицинская техника – 2003. - № 5. – С.42-45.
2. Ницын, А.Ю. Оценка вероятности диагноза по фрактальной размерности медицинского изображения/ А.Ю. Ницын, А.И. Поворознюк, Д.А. Ницын // Международная научная конференция «MicroCAD» Секция №15

- Застосування комп'ютерних технологій для вирішення наукових і соціальних проблем у медицині: НТУ "ХПІ". 2008.

3. Томакова, Р.А. FPGA-технологии в интеллектуальных морфологических операторах обработки сложноструктурируемых изображений/ Р.А. Томакова, С.А. Филлист, С.М. Чудинов // Вопросы радиоэлектроники, серия ЭВТ. - 2014, январь, вып. 1. - С. 89-97.

4. Томакова, Р.А. Нечеткая сетевая модель интеллектуального морфологического оператора для формирования границ сегментов/ Р.А. Томакова, С.А. Филлист, В.В. Руденко // Научные ведомости Белгородского государственного университета. - 2011. - № 1(96) Выпуск 17/1. - С.188-195.

5. Томакова, Р.А. FPGA-технологии в автоматизированных системах скрининговой диагностики заболеваний легких/ Р.А. Томакова, С.А. Филлист, В.А. Степанов и др. //Вопросы радиоэлектроники, серия ЭВТ. - 2014, январь, вып. 1. - С. 80-88.

6. Томакова, Р.А. Нечеткие нейросетевые технологии для выделения сегментов с патологическими образованиями и морфологическими структурами на медицинских изображениях/ Р.А. Томакова, С.А. Филлист, А.А. Насер //Биомедицинская радиоэлектроника. - 2012. - № 4. - С.43-49.

MULTIAGENT SYSTEM OF INTELLECTUAL SUPPORT OF THE ANALYSIS AND CLASSIFICATION FLUOROGRAMM FOR SCREENING DIAGNOSTICS OF PULMONARY DISEASES

Dyudin M.V., Filist S.A., Chernikov K.R.

Federal public budgetary educational institution of higher education "South-West state university",

Sfilist@gmail.com

For the decision the problem of early identification and differential diagnostics of diseases of lungs is offered to use the principles of construction the multiagent of intellectual systems. The raster image of the fluorogram is analyzed by independent intellectual agents, by results of their classification the final decision by the intellectual agent at the top hierarchical level is made. At the bottom hierarchical level two intellectual agents realizing various paradigms of the analysis of raster images are offered to use. As the main paradigms of classification fluorograms the planimetric analysis, the fractal analysis and the hybrid technology based on allocation of a contour of lungs on the fluorogram with the subsequent fractal analysis of the allocated segment is used.

Work of the first agent is based on segmentation of the raster image of fluorogram. To each segment a certain term from the dictionary of signs is put in compliance. The image is classified on the basis of base of decisive rules, including indistinct which is received on the basis of empirical knowledge of the radiologist. The volume of used base of decisive rules determines depth of screening of the first agent. The agent is adjusted on certain pathological deviations of the fluorogram. Thus it works as the two-alternative qualifier.

The task solved by the second agent, - the textural analysis of the image. As a method of the textural analysis it is offered to use the fractal analysis on the basis of which the trained system of recognition of the images, carrying out functions of the second agent is under construction. For diagnosing of tuberculosis the system of recognition of images which allows to classify by the measured value of fractal dimension radiograms on the pictures containing pathogenic areas, and on the pictures which don't have symptoms of a disease is offered. Fractal images are processed by means of the intellectual morphological operators constructed on the basis of hybrid technologies. Mathematical algorithms of intellectual morphological operators are realized by means of the logical functions which have been built in programmable logical integrated schemes.

The third agent of multiagent system has to aggregate the decisions made by agents of the bottom level. As the system of express diagnostics is intended for screening of various diseases of lungs, creation of various models of agents both bottom, and the top level, depending on a type of a diagnosed disease is possible. The models of decisive modules intended for classification of raster images of the fluorogram, are based on neuronetwork technologies and fuzzy logic of decision-making. Decisive modules are constructed on hybrid technology and allow to unite advantages of trained systems of recognition of images (neural networks are used) and the expert estimates received on the basis of the analysis of experience of the radiologist by formation of decisive rules on the basis of fuzzy logic of decision-making.

For efficiency of realization of algorithms of processing of images in the environment of the automated system of express diagnostics the most difficult algorithms are realized at hardware level, using the FPGA technologies (field-programmable gate array).



МОРФОЛОГИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ СИГНАЛА ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

Федотов А.А., Акулова А.С.

Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королева (национальный исследовательский университета), fedoaleks@yandex.ru

Ранняя диагностика патологий сердечно-сосудистой системы человека может использовать в своей основе методы оценки показателей эластичности артериальных сосудов с целью ранней диагностики развития атеросклероза, ишемической болезни сердца и других опасных заболеваний кардиогенного происхождения [1].

В основу построения методов и средств экспресс-диагностики артериальных сосудов может быть положена обработка пульсовой волны, регистрируемой неинвазивно с помощью плетизмографических или сфигмографических датчиков [2]. Оценка показателей эластичности артериальных сосудов осуществляется на основе контурного анализа сигнала пульсовой волны [3]. Форма контура пульсовых волн, распространяющихся по артериальным сосудам формируется в результате взаимодействия между левым желудочком сердца и сосудами большого круга кровообращения и отражает процесс композиции прямых и отраженных пульсовых волн [4].

Процесс формирования пульсовой волны в артериальных сосудах верхних конечностей схематично представлен на рисунке 1: \blacktriangleright – прямая пульсовая волна давления, \blacktriangleright – отраженная пульсовая волна давления, \bullet – точка бедренной бифуркации аорты, A_1 – амплитуда прямой пульсовой волны, A_2 – амплитуда отраженной пульсовой волны, Δ – время отражения пульсовой волны.

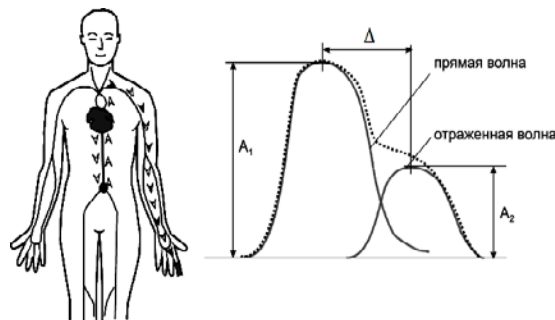


Рисунок 1 – Процесс формирования пульсовой волны в артериальных сосудах верхних конечностей

Прямая пульсовая волна образуется за счет систолического объема крови, передающегося напрямую от левого желудочка к артериальным сосудам верхних конечностей во время систолы. Отраженная пульсовая волна образуется за счет отражения объема крови, передающегося по аорте и крупным магистральным артериям к нижним конечностям, и направляющегося обратно в восходящий отдел аорты и далее к артериальным сосудам верхних конечностей [3, 4].

Время отражения пульсовой волны (Δ) определяется скоростью распространения пульсовой волны по магистральным артериям на участке: аорта – бедренная бифуркация аорты. В свою очередь скорость распространения пульсовых волн зависит от эластичности артериальных сосудов, их геометрии и плотности крови [4] и определяется уравнением Моенса-Кортевеги:

$$v = \sqrt{\frac{Eh}{\rho d}}$$

где: v – скорость распространения пульсовой волны давления, E – модуль Юнга стенки артериального сосуда, h – толщина стенки артериального сосуда, ρ – плотность крови, d – диаметр артериального сосуда.

Основным гемодинамическим показателем, влияющим на время распространения пульсовой волны давления, и, следовательно, на морфологию биосигнала является показатель эластичности артериальных сосудов, величина которого в свою очередь является прогностическим маркером развития атеросклероза артериальных сосудов и возникающей при этом дисфункции эндотелия [5].

В настоящее время в клинической практике при проведении контурного анализа пульсовой волны используются показатели индекс отражения ($ИО$) и индекс жесткости ($ИЖ$), определяемые следующим образом:

$$ИО = \frac{A_2}{A_1} \cdot 100\%, \quad ИЖ = \frac{L}{\Delta}$$

где: L – рост человека в метрах.

Показатель $ИЖ$ оценивает эластичность артериальных сосудов, необходимость нормировки к росту обследуемого обусловлена тем, что время отражения пульсовых волн зависит от протяженности артериальных сосудов, которая в свою очередь имеет высокую корреляцию с ростом человека. Показатель $ИО$ определяется

интенсивностью отражения пульсовых волн давления и зависит от тонуса мелких мышечных артерий [1, 3]. Применение традиционных показателей контурного анализа сигнала пульсовой волны у пациентов с сильно выраженной ригидностью артериальной стенки сопряжено с рядом трудностей, основная из которых – сложность выделения максимума отраженной волны и определения его параметров [6].

Для проведения морфологического анализа сигнала пульсовой волны необходимо сформировать экспериментальный массив биосигналов, зарегистрированных у людей с различным функциональным состоянием артериальной системы. Регистрации сигнала пульсовой волны проводилась с помощью сертифицированного компьютерного фотоплетизмографа “ЭЛДАР”, имеющего стандартные технические характеристики: полоса пропускания по уровню 0,05 – 15 Гц; частота дискретизации 100 Гц; разрядность АЦП 10 бит; динамический диапазон усиления сигнала 40 дБ.

Для структурирования массива экспериментально полученных биосигналов были сформированы три группы добровольцев: группа А состояла из 15 здоровых людей в возрасте от 18 до 30 лет без заболеваний сердечно-сосудистой системы, группа Б – из 15 людей в возрасте от 35 до 50 лет с характерными возрастными изменениями эластичности артериальных сосудов, группа В – из 15 людей в возрасте от 55 до 70 лет с кардиогенными патологиями. Все испытуемые дали добровольное согласие на включение их в исследование.

Исследование проводилось в условиях областной клинической больницы имени Калинина, в тихой комнате при 22⁰ С. Регистрация биосигналов у всех испытуемых выполнялась в период с 10⁰⁰ до 12⁰⁰, натощак, после 10 минутного отдыха в положении лежа обследуемого. Все лекарственные препараты отменялись за 12 часов до обследования. Для оценки достоверности средних показателей в сравниваемых группах применяли непараметрический критерий U Манна-Уитни. В дальнейшем все приводимые в работе данные представлены в виде $M \pm SD$ (M – среднее значение рассматриваемого показателя в выборке, SD – среднеквадратичное отклонение показателя), различия считались достоверными при $p < 0,05$.

На основе зарегистрированных биосигналов были выделены типовые фрагменты для каждой из рассмотренных групп обследуемых, что позволяет выделить основные морфологические особенности сигнала пульсовой волны. На рисунках 2А – 2В приведены типовые фрагменты пульсовой волны во временной области для каждой из трех сформированных групп, амплитуда биосигнала приведена в условных единицах.

В качестве альтернативного показателя контурного анализа пульсовой волны предлагается использовать коэффициент формы, определяемый следующим образом:

$$FF = \frac{\sigma_{x''} / \sigma_{x'}}{\sigma_x' / \sigma_x}$$

где: FF – коэффициент формы; $\sigma_{x''}$ – среднеквадратичное отклонение второй производной от рассматриваемого фрагмента; $\sigma_{x'}$ – среднеквадратичное отклонение первой производной от рассматриваемого фрагмента; σ_x – среднеквадратичное отклонение фрагмента биосигнала.

Среднее значение коэффициента формы для людей из группы 1 составило: $FF=1,91 \pm 0,17$; для 2-й группы: $FF=1,48 \pm 0,15$; для 3-й группы $FF=1,21 \pm 0,12$. Полученные данные свидетельствуют о существенных и значимых различиях ($p < 0,05$) в значениях коэффициента формы, определяемого для людей с различным функциональным состоянием артериальной системы.

Переход из временной области в частотную с помощью спектральных преобразований Фурье позволяет получить более наглядную оценку морфологических особенностей сигнала пульсовой волны. С учетом того, что на практике обработка сигнала пульсовой волны происходит программным способом, то переход в частотную область реализуется посредством дискретных преобразований Фурье. В этом случае выражение для амплитудного спектра сигнала определяется следующим образом:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j \frac{2\pi}{N} nk}$$

где: $x(n)$ – отсчет биосигнала во временной области, n – индекс отсчета во временной области, k – индекс отсчета в частотной области, N – общее количество отсчетов рассматриваемого биосигнала, $X(k)$ – отсчет биосигнала в частотной области.

На рисунках 2Г – 2Е приведены зависимости изменения амплитудного спектра сигнала артериальной пульсации крови от частоты для трех типовых форм биосигнала. Зависимости получены путем выполнения операции быстрого преобразования Фурье от биосигнала, сформированного с помощью последовательной репликации одиночных фрагментов биосигнала с устранением постоянной составляющей. Для формирования фрагмента пульсовой волны использовался амплитудно-временной обнаружитель опорных точек, характеризующийся малыми погрешностями детектирования в условиях воздействия помех и шумов различной интенсивности и природы возникновения [7].

Анализ полученных спектральных характеристик сигнала пульсовой волны, сформированного последовательностью различных типовых контуров, показал определенные различия в структуре амплитудного спектра. В качестве соответствующего показателя, оценивающего спектральные различия, можно предложить коэффициент отношения амплитуды первой гармоники (A_{S1}) к амплитуде второй гармоники (A_{S2}):

$$K = \frac{A_{S1}}{A_{S2}}$$

Среднее значение коэффициента гармоник для людей из группы 1 составило: $K=0,93\pm 0,15$; для 2-й группы: $K=1,58\pm 0,22$; для 3-й группы $K=2,45\pm 0,2$. Полученные данные свидетельствуют о существенных и значимых различиях ($p<0,05$) в значениях коэффициента гармоник, определяемого для людей с различным функциональным состоянием артериальной системы. Спектральный анализ последовательности реплицированных фрагментов пульсовой волны может служить эффективной основой для разработки методики оценки эластических свойств артериальных сосудов на основе контурного анализа пульсовой волны.

Количественная оценка точности и достоверности используемых показателей при принятии решения о распознавании патологии в контексте медицинской диагностики определяется статистическими показателями.

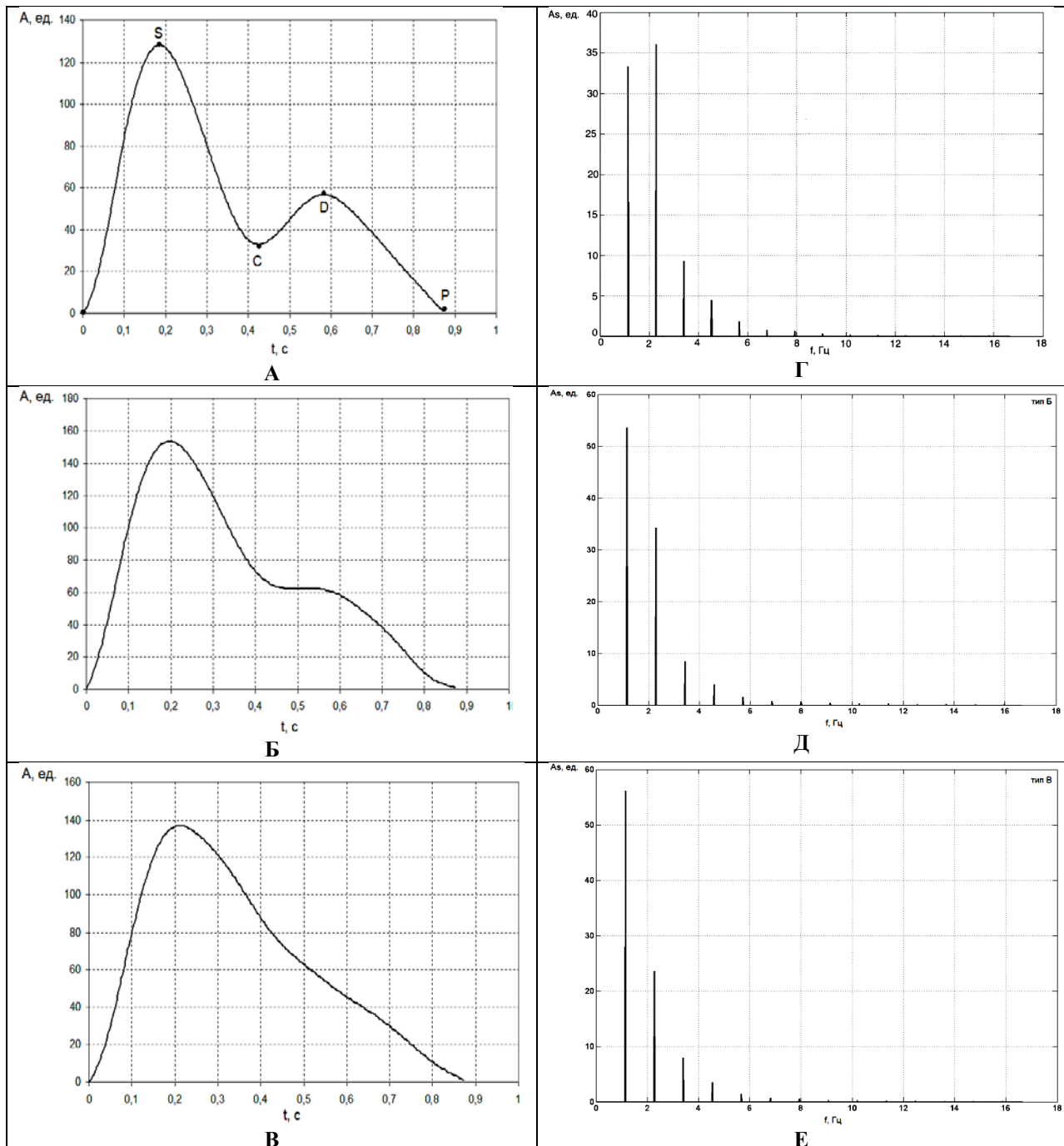


Рисунок 2 – Типовые фрагменты сигнала пульсовой волны и амплитудный спектр реплицированных фрагментов

Проведем оценку чувствительности и специфичности классификации исследуемых пациентов с использованием рассматриваемого метода спектрального анализа последовательности реплицированных фрагментов пульсовой волны, а также метода контурного анализа на основе использования коэффициента формы и показателя индекса жесткости. Чувствительность диагностического алгоритма отражает его способность обнаруживать присутствие заболевания; специфичность оценивает точность определения отсутствия заболевания.

В качестве золотого стандарта будем использовать верифицированные диагнозы, установленные всем обследуемым из рассматриваемых групп опытными кардиологами на основе общего наблюдения и серии инструментальных исследований. Результаты сравнительного анализа достоверности используемых диагностических показателей приведены в таблице 1.

Таблица 1 – Значения показателей чувствительности и специфичности при использовании различных показателей морфологического анализа сигнала пульсовой волны

Группа обследуемых	Чувствительность S^+ , %			Специфичность S^- , %		
	Диагностические показатели					
	<i>K</i>	<i>FF</i>	<i>ИЖ</i>	<i>K</i>	<i>FF</i>	<i>ИЖ</i>
Группа А	—	—	—	86	82	79
Группа Б	85	81	78	—	—	—
Группа И	89	80	72	—	—	—

Полученные результаты свидетельствуют о том, что метод диагностики функционального состояния артериальной системы человека на основе спектрального анализа последовательности реплицированных фрагментов сигнала пульсовой волны характеризуется наиболее высокими значениями чувствительности и специфичности по сравнению с методами контурного анализа, реализуемыми во временной области.

Преимуществом анализа спектральных характеристик последовательности реплицированных фрагментов сигнала пульсовой волны перед методами анализа во временной области, является отсутствие необходимости в точном измерении параметров отраженной пульсовой волны. К недостаткам предложенного спектрального метода можно отнести необходимость корректного формирования фрагмента сигнала пульсовой волны, что на практике затруднено присутствующими шумами и помехами, искажающими изолинию и форму биосигнала.

Библиографический список

1. Expert Consensus Document on arterial stiffness: methodological issues and clinical applications [Текст] // *European Heart Journal*. – 2006. – Vol. 27 (21). – P. 2588–2605.
2. Федотов А.А., Акулов С.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. М.: Радио и связь, 2013. 250 с.
3. Millasseau S.C. et al. Contour analysis of the photoplethysmographic pulse measured at the finger // *Hypertension*. – 2006. – Vol. 8. – P. 1449–1456.
4. Weber T. **Arterial Stiffness**, Wave Reflections, and the Risk of Coronary Artery Disease // *Circulation*. – 2004. – Vol. 109. – P. 184–189.
5. Millasseau S.C. et al. Determination of age-related increases in large artery stiffness by digital pulse contour analysis // *Clinical Science*. – 2002. – Vol. 103. – P. 371–377.
6. Калакутский Л.И., Федотов А.А. Диагностика дисфункции сосудистого эндотелия методом контурного анализа пульсовой волны // *Известия Южного федерального университета. Технические науки*. – Таганрог, 2009. – № 9. – С. 93–98.
7. Федотов А.А. Амплитудно-временной метод детектирования характерных точек сигнала пульсовой волны // *Медицинская техника*. – 2012. – № 6. – С. 22–28.

MORPHOLOGICAL ANALYSIS OF PULSE WAVE SIGNAL

A.A. Fedotov, A.S. Akulova

Samara State Aerospace University named by academician S.P. Korolev (national research university),

fedoaleks@yandex.ru

This paper is devoted to the development of new indicators of contour analysis of the pulse wave signal. Classical morphological analysis of the pulse wave signal with using index of stiffness and index of the reflection does not provide the accuracy of diagnosis for patients with severe arterial vascular stiffness due to indistinguishable peak of the reflected wave. The paper proposed a method of contour analysis of the pulse wave signal based on spectral analysis of sequence of replicated pulse wave fragments. The spectral index was defined as the amplitude ratio of the first two harmonics of the spectrum. Comparative analysis of sensitivity and specificity of proposed indices for a set of 45 volunteers of different age and arterial vessels condition was carried out. It was found that the proposed spectral index has the highest values of sensitivity (89%) and specificity (86%) compared to the indices defined in the time domain.



МЕТОДИКА ДЕТЕКТИРОВАНИЯ R-ЗУБЦА ЭКГ СИГНАЛА НА ОСНОВЕ ПОЛОСОВОЙ ФИЛЬТРАЦИИ И ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ГИЛБЕРТА

Федотов А.А., Акулова А.С.

Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королева (национальный исследовательский университета), fedoaleks@yandex.ru

Регистрация и обработка ЭКГ сигнала находит широкое применение в различных системах медицинской диагностики. Активное развитие в последнее время систем мониторинга состояния организма на основе анализа изменчивости параметров сердечного ритма обуславливает необходимость точного измерения длительностей R-R интервалов ЭКГ сигнала в условиях влияния помех и шумов различной природы возникновения [1]. В тоже самое время методы и алгоритмы обнаружения R-зубцов ЭКГ сигнала и измерение длительностей R-R интервалов должны быть относительно простыми в реализации для их успешной имплементации в портативные системы мониторинга, характеризующиеся малым энергопотреблением и невысоким быстродействием вычислительных модулей. В данной работе предлагается относительно простая методика детектирования R-зубцов ЭКГ сигнала, характеризующаяся высокой чувствительностью обнаружения и малыми ошибками, состоящая из трех последовательных этапов цифровой обработки ЭКГ сигнала: полосовая частотная фильтрация, преобразование Гилберта и адаптивный алгоритм обнаружения максимума.

Первичным этапом в системах обработки ЭКГ сигнала является применение метода частотной полосовой фильтрации, обеспечивающего снижение дрейфа изолинии биосигнала, уменьшение влияния артефактов движения и высокочастотных помех. Правильный выбор полосы пропускания частотного фильтра обеспечивает адекватную селекцию высокочастотного QRS-комплекса ЭКГ сигнала на фоне присутствия низкочастотных P и T зубцов сигнала, низкочастотных шумов и 50 Гц помехи от сетевой линии. На рисунке 1 приведены зависимости изменения спектральной мощности различных компонент ЭКГ сигнала в нормированных единицах от частоты [2].

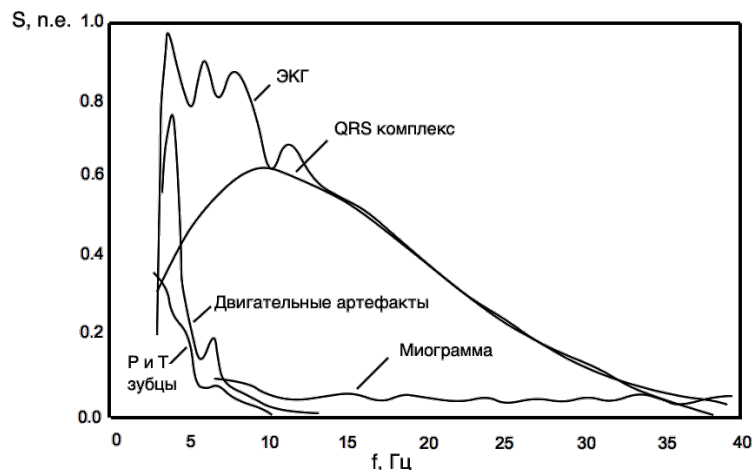


Рисунок 1 – Зависимости изменения спектральной мощности различных компонент ЭКГ сигнала от частоты

Анализ приведенных данных показывает, что выделение QRS-комплекса ЭКГ сигнала на основе принципа частотной селекции возможно осуществить с высокой эффективностью. Проведенные исследования, посвященные оценки чувствительности и специфичности детектирования R-зубца ЭКГ сигнала в зависимости от параметров используемой фильтрации, показали, что оптимальная полоса пропускания частотного фильтра составляет диапазон от 8 до 20 Гц [3].

Основными требованиями предъявляемыми к частотным фильтрам в системах обработки биомедицинских сигналов являются максимально плоская АЧХ в полосе пропускания фильтра и линейная фазовая характеристика для минимизации амплитудных и фазовых искажений биосигнала. Наиболее полно поставленным требованиям отвечают лишь фильтры Бесселя, недостатком которых является невысокая скорость затухания АЧХ в переходной зоне, что приводит к необходимости использования фильтров высоких порядков для достижения требуемого подавления в полосе задержки.

Фильтры Баттерворта имеют более крутую АЧХ, но при этом характеризуются нелинейной фазовой характеристикой. Для преодоления указанного недостатка выходной сигнал фильтра повторно пропустить через фильтр, но в обратной последовательности следования отсчетов сигнала, при этом порядок фильтра удваивается [4]. В данной работе на этапе частотной фильтрации ЭКГ сигнала использовался цифровой фильтр Баттерворта 8-го порядка с коррекцией нелинейной фазовой характеристики, полоса пропускания которого составила диапазон 8 – 20 Гц.

Суть преобразования Гилберта заключается в формировании аналитического сигнала [5]. Преобразование Гилберта применительно к обработке ЭКГ сигнала позволяет представить биосигнал в виде аналитического сигнала и выделить его огибающую, что улучшает качество детектирования QRS-комплекса сигнала. Для получения огибающей аналитического сигнала необходимо вычислить его модуль. В предлагаемой методике детектирования R-зубцов ЭКГ сигнала последовательно выполняются следующие операции:

- 1) выполняется преобразование Гилберта от выходного сигнала полосового фильтра для получения аналитического сигнала;
- 2) вычисляется модуль аналитического сигнала с целью получения его огибающей;
- 3) результат вычисления модуля аналитического сигнала возводится в квадрат для дополнительного усиления высокоамплитудных компонент, соответствующих QRS-комплексам ЭКГ сигнала.

На рисунке 2 приведены эпюры фрагмента реального ЭКГ сигнала на различных этапах обработки согласно предлагаемой методике (A1 – исходный ЭКГ сигнал, A2 – ЭКГ сигнал после обработки полосовым фильтром, A3 – модуль (огибающая) аналитического сигнала, A4 – квадрат модуля аналитического сигнала).

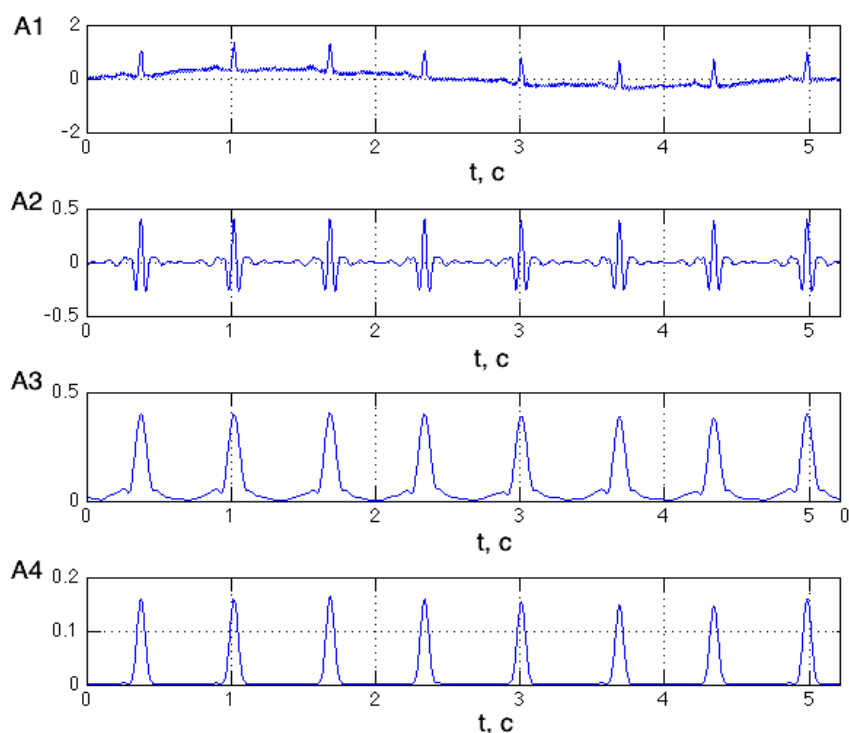


Рисунок 2 – Эпюры ЭКГ сигнала на различных этапах обработки предлагаемой методики

После прохождения первых двух этапов преобразованный сигнал A4 поступает на вход адаптивной схемы обнаружения максимумов сигнала A4, временное положение которых соответствует положению R-зубцов ЭКГ сигнала, что стало возможным благодаря отсутствию вносимых фазовых искажений и сдвигов в результате прохождения этапов предварительной обработки.

Суть адаптивного алгоритма обнаружения максимумов заключается в формировании скользящего окна длительностью 2 секунды в пределах которого происходит поиск максимумов, превышающих заданное значение порога Lev . Величина порога определяется для каждого скользящего окна, как доля от максимального значения сигнала в окне (в данной работе использовалось значение 1/3 от максимального). Детектор максимума производит определение временного положения максимума сигнала на временном интервале поиска при одновременном соблюдении следующих условий:

$$A4(n) > Lev \ \& \ A4(n) > A4(n+1) \ \& \ A4(n) > A4(n-1)$$

Для оценки эффективности предложенной методики детектирования R-зубцов ЭКГ сигнала можно использовать следующие показатели:

- 1) вероятность правильного обнаружения опорных точек (P_T):

$$P_T = \frac{N_T}{N} \cdot 100\%$$

- 2) вероятность ложного обнаружения опорных точек (P_F):

$$P_F = \frac{N_F}{N} \cdot 100\%$$

- 3) показатель уровня ошибок обнаружения P_{er} :

$$P_{\sigma} = \frac{N_m + N_F}{N} \cdot 100\%$$

где: N_T – количество правильно обнаруженных R-зубцов, N_F – количество ошибочно обнаруженных R-зубцов, N – общее количество R-зубцов, N_m – количество пропущенных R-зубцов.

Для верификации разработанной методики была использована известная и общедоступная база данных реальных ЭКГ сигналов Массачусетского технологического университета Physionet [6]. В тестировании участвовала выборка ЭКГ сигналов из базы данных MIT-BIH Arrhythmia Database, содержащей 48 фрагментов реальных ЭКГ сигналов длительностью 30 минут каждый, для исследования были выбраны: 1 слабозашумленная выборка (100) и 4 наиболее зашумленных фрагмента (105, 200, 202 и 234) [7]. В Таблице 1 приведены результаты количественной оценки эффективности разработанной методики.

Таблица 1 – Оценка эффективности обнаружения R-зубцов ЭКГ сигнала

Фрагмент сигнала	P_T , %	P_F , %	P_{er} , %
100	100	0,08	0
105	99,79	0,06	0,21
200	99,81	0,04	0,19
202	99,8	0,02	0,2
234	99,88	0,01	0,12

Анализ полученных результатов показал, что предложенная методика детектирования R-зубцов ЭКГ сигнала на основе применения полосовой фильтрации и преобразования Гилберта является эффективным средством обработки ЭКГ сигнала, зарегистрированных в реальных клинических условиях. На основе разработанной методики удалось достичь показателя 100% правильного обнаружения для слабозашумленной выборки ЭКГ сигнала длительностью 30 минут, а также показателя уровня ошибок не выше 0,2% для зашумленных ЭКГ сигналов той же длительности.

К преимуществам данной методики детектирования R-зубцов ЭКГ сигнала можно отнести простоту реализации, достаточное быстродействие для современных вычислительных систем, высокие показатели истинного обнаружения R-зубцов и малые ошибки ложного обнаружения и пропуска.

Библиографический список

1. Федотов А.А., Акулов С.А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов. М.: Физматлит, 2013. 280 с.
2. Biomedical Digital Signal Processing: C Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC. Edited by Willis J. Tompkins. Prentice Hall, New Jersey, 1993. 368 p.
3. Mohamed E. et al. Frequency Bands Effects on QRS Detection // Springer-Verlag: Proceedings of the Third International Conference on Bioinspired Systems and Signal Processing. – 2010. – P. 428-431.
4. Рангайян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. Пер. с англ. Под ред. А. П. Немирко. М.: Физматлит, 2007. 440 с.
5. Theis F.J., Meyer-Base A. Biomedical signal analysis: Contemporary methods and applications. The MIT Press, 2010. 423 p.
6. <http://physionet.org>
7. Moody G.B., Mark R.G. The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database // IEEE Engineering in Medicine and Biology. – 2001. – Vol 20, Issue 3. – P. 45-50.

THE METHOD OF DETECTING R-WAVE OF ECG SIGNAL BASED ON BANDPASS FILTERING AND THE HILBERT TRANSFORM

A.A. Fedotov, A.S. Akulova

Samara State Aerospace University named by academician S.P. Korolev (national research university),

fedoaleks@yandex.ru

This paper considers the R-wave detector of ECG signal based on the consecutive application of the bandpass filter and the Hilbert transform. As a bandpass filter 8th order Butterworth filter with a pass band in the range of 8 to 20 Hz was selected. As a result of the Hilbert transform the analytic signal was formed, then the envelope of analytic signal was calculated and the result was squared. To the resulting signal adaptive procedure of searching maximums was applied, temporary position of maximums coincides with temporary position of R-waves of ECG signal due to the absence of phase distortions introduced by the processing methods. The efficiency of the proposed method was verified for different samples of real ECG signals from the database MIT Physionet. On the basis of the developed method 100% correct detection for low noisy sample of the ECG signal lasting 30 minutes was achieved, for the noisy ECG signals of the same duration the total error was no more than 0.2%. The advantages of the proposed R-wave detector of the ECG signal include simplicity of implementation, sufficient performance for modern computing units, high rate of true detections, low error detection and low rate of missing beats.

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА АНАЛИЗА ВОЛЬТАМПЕРНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК БИОАКТИВНЫХ ТОЧЕК НА ОСНОВЕ МОДУЛЯ L-CARD E20-10

Суржикова С.Е., Богданов А.С., Шаталова О.В.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Юго-Западный государственный университет»,
Sfalist@gmail.com

Одним из направлений развития информационных технологий прогнозирования и ранней диагностики социально значимых заболеваний являются биоимпедансные исследования аномальных зон электропроводности – биоактивных точек (БАТ). Однако большой разброс результатов измерений, обусловленный индивидуальными особенностями организма, не связанными с патологией, а также направленность метода не на диагностику патологии органов и систем организма, а на патологию меридиана, что вступает в противоречие с методологией диагностики и лечения, принятой в европейской классической медицине, не позволяет использовать его в широкой клинической практике. Следовательно, исследования, направленные на совершенствования интеллектуальных систем диагностики на основе контроля электропроводности БАТ являются актуальными.

Одними из наиболее популярных методик исследований феномена электропроводности БАТ является методика Е. Накатани и методика Р. Фоля. Система Риодораку Е. Накатани основана на регистрации сопротивления кожи постоянному электрическому току 24 репрезентативных точек 12 меридианов, что весьма затруднительно выполнить вне стационара. По методике Р. Фоля в БАТ проводится измерение потенциала реакции тела или его отдельных органов на ток, которым воздействуют на точку. Но этот метод предполагает наличие субъективного контроля давления электрода на поверхность кожи, что не позволяет использовать его в мобильных системах диагностики. Этим обусловлена разработка большого числа приборов и методик, основанных на измерении биоимпеданса. Исходя из требований корректности, измерение биоимпеданса должно удовлетворять как минимум двум условиям: сохранению морфологической интактности и сохранению функционального состояния объекта исследования. Эти требования противоречат с требованиями диагностической эффективности, которая может быть повышена за счет увеличения объема информации, снимаемой с отдельной БАТ, с последующим использованием различных сочетаний методов обработки полученной информации и нейросетевого моделирования. Эта проблема может быть решена посредством изучения вольтамперной характеристики в БАТ. Стандартной методики исследования вольтамперной характеристики не разработано, поэтому данные различных авторов не совпадают вследствие использования аппаратуры с различными параметрами, что снижает диагностическую эффективность этого метода.

Вольтамперная характеристика позволяет изучить гистерезисные свойства электропроводности биоматериала, которые несут высокую информативную ценность при ранней диагностике различных заболеваний. Однако сам процесс снятия вольтамперной характеристики в БАТ является достаточно трудоемким, требует значительных затрат времени и не удовлетворяет требованию морфологической интактности.

На рисунке 1 приведены примеры вольтамперных характеристик БАТ меридиана легких и меридиана сердца, в которых можно наблюдать гистерезисные явления, однако выполненный эксперимент не позволяет однозначно утверждать, связаны ли они непосредственно с системными процессами в организме, или с реакцией биоматериала на многократные механические воздействия электродов на поверхность кожи в области БАТ, и, как следствие, изменением ее физических свойств в результате этих воздействий.

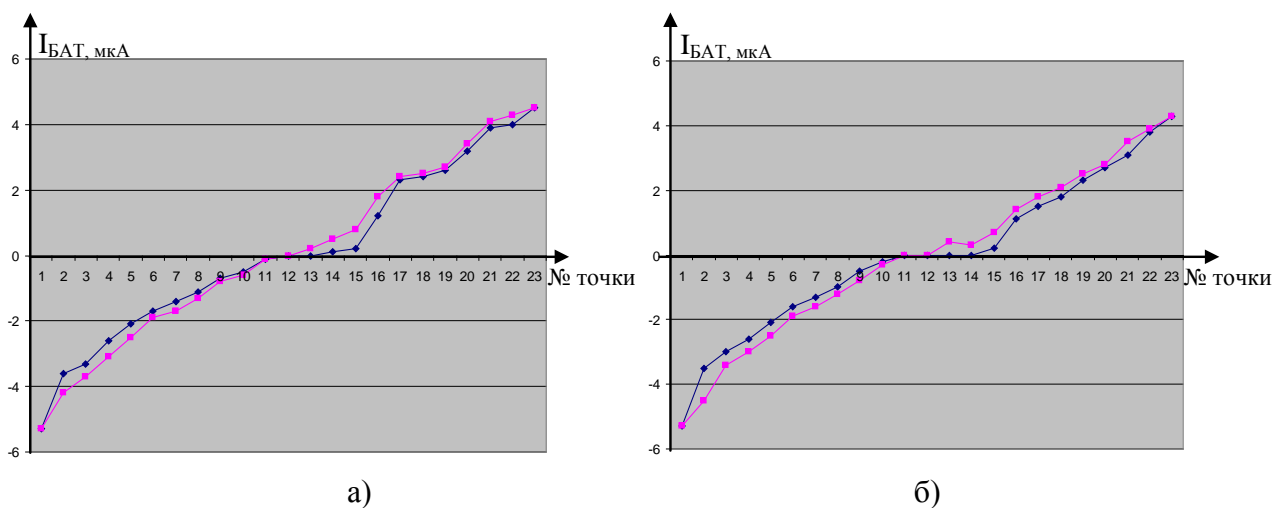


Рисунок 1 – Вольтамперные характеристики БАТ №9 меридиана легкого (а) и БАТ №11 меридиана сердца

Удовлетворить требованиям морфологической интактности при исследовании вольтамперных характеристик БАТ можно путем использования автоматизированной системы, которая включает устройство сбора данных, подключенное к персональному компьютеру, устройство связи с объектом и соответствующее программное обеспечение. Автоматизированная система позволяет за контролируемый промежуток времени получить соответствующие отсчеты вольтамперной характеристики при однократном контакте активного электрода с биоматериалом.

Функциональная схема автоматизированной системы исследования вольтамперных характеристик БАТ представлена на рисунке 2. Устройство сбора данных выполнено на основе модуля L-Card E20-10, в состав которого входит двухканальный цифроаналоговый преобразователь (ЦАП) и четырех канальный аналого-цифровой преобразователь (АЦП). Устройство связи с объектом включает буферный усилитель, предназначенный для согласования ЦАП и биообъекта. Кроме функций согласования этот усилитель выполняет функции усиления выходного напряжения ЦАП, так как динамический диапазон выходного напряжения ЦАП составляет ± 5 В, а при получении вольтамперных характеристик БАТ размах напряжения должен составлять ± 15 В.

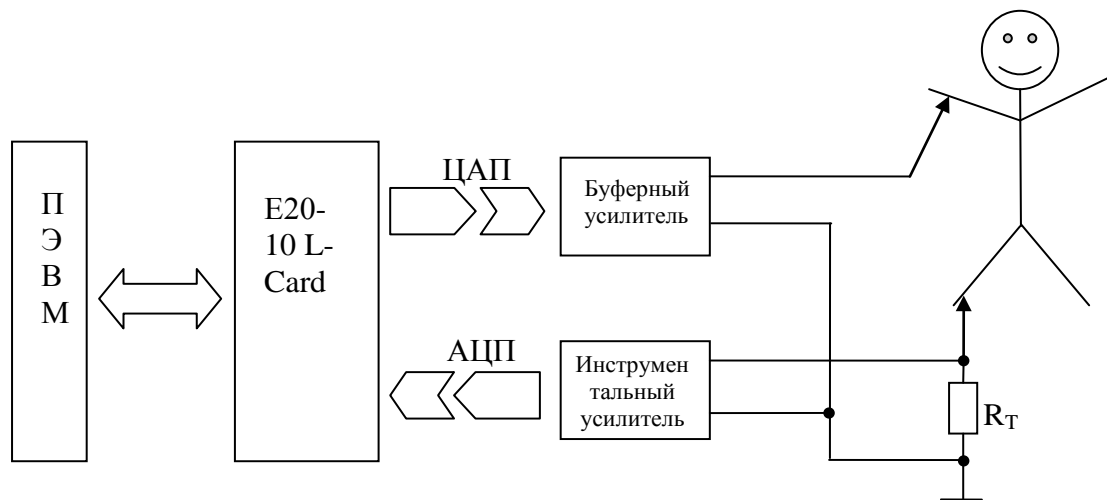


Рисунок 2 – Функциональная схема автоматизированной системы исследования вольтамперных характеристик БАТ

Измерение тока в биообъекте осуществляется с помощью токового резистора R_T , включенного последовательно с исследуемым биоматериалом, инструментального усилителя, и АЦП, которые также входят в состав устройства связи с объектом. Номинал сопротивления R_T при заданном максимальном токе через биоматериал определяет коэффициент усиления инструментального усилителя. Если максимальный ток через биообъект составляет 50 мкА, а $R_T=1$ кОм, то при динамическом диапазоне на входе АЦП ± 5 В, коэффициент усиления инструментального усилителя составит 100.

Нужно отметить, что ток через биоматериал зависит от множества факторов, в частности, от площади активного электрода и может варьироваться от единиц до сотен микроампер при одном и том же напряжении на биоматериале.

Для формирования вольтамперных характеристик биоматериала используются различные формы возбуждающего напряжения, подаваемого на БАТ. Формы возбуждающего напряжения подбираются таким образом, чтобы можно было наблюдать гистерезисные явления на вольтамперных характеристиках. Возможные эпюры этих напряжений представлены на рисунке 3.

Параметры возбуждающего напряжения задаются в интерактивном режиме. Эти параметры включают:

- форму возбуждающего напряжения SH ;
- амплитуду возбуждающего напряжения A ;
- период возбуждающего напряжения T ;
- число отсчетов вольтамперной характеристики N ;
- длительность паузы между циклами вольтамперной характеристики Tn ;
- число циклов вольтамперных характеристик за сеанс M .

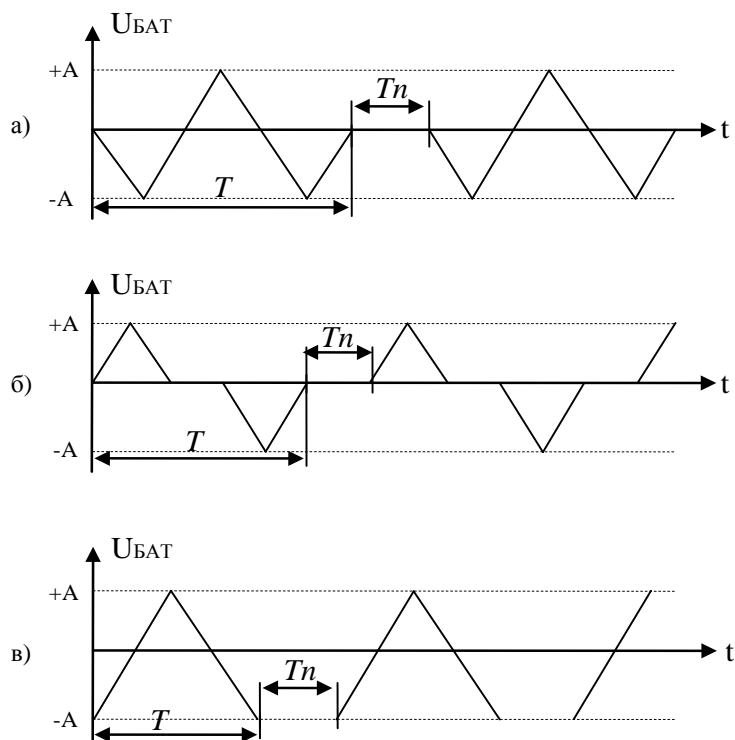


Рисунок 3 – Эпюры напряжения на выходе ЦАП

После получения вольтамперных характеристик автоматизированная система приступает к формированию пространства информативных признаков, предназначенного для дальнейшего анализа биоматериала [1]. Для определения размерности пространства информативных признаков в пакете STATISTICA 6 был проведен факторный анализ. Целью анализа является изучение вопроса о числе факторов, определяющих характер поведения вольтамперных характеристик БАТ. Таблица экспериментальных данных была получена по результатам исследования вольтамперных характеристик БАТ меридиана сердца С7 (шэнь-мэнь) у двадцати волонтеров, не страдающих хроническими заболеваниями. График, представленный на рисунке 4, является результатом факторного анализа и позволяет, например, руководствуясь критерием Кэттеля, выбрать число информативных признаков для описания модели. Анализ графика, приведенного на рисунке 4, показывает, что можно ограничиться двумя, пятью или семью факторами (как показано стрелками). Можно опробовать все решения и выбрать то из них, которое дает более адекватную картину. Однако учитывая, что первые производные вольтамперных характеристик волонтеров имеют в большинстве случаев семь скачков в диапазоне от 5 до 15 В, то целесообразно выбрать семь факторов.

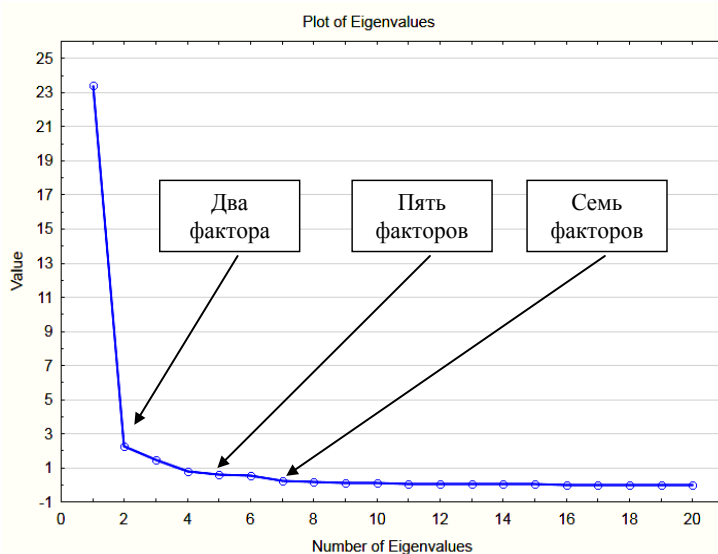


Рисунок 4 – График собственных значений матрицы с отсчетами вольтамперных характеристик БАТ

Для получения вектора информативных признаков, характеризующих состояние БАТ, использовалась аппроксимация вольтамперной характеристики полиномом седьмого порядка.

При анализе биоматериала могут быть использованы как вольтамперные характеристики одной БАТ, так и группы БАТ.

Для классификации биоматериала используются многоагентные классификаторы, основанные на вероятностных нейронных сетях и нечетких нейронных сетях. Классификаторы содержат три макрослоя, первый из которых состоит из модулей вероятностных трехслойных нейронных сетей, второй и третий макрослоя – из модулей двухслойных нечетких нейронных сетей, причем количество модулей в макрослоях равно числу дифференцируемых классов заболеваний. Классификаторы позволяют определить субъективные вероятности принадлежности входного вектора к выделяемым классам.

Библиографический список

1. Филист, С.А. Моделирование импеданса биоматериалов с учетом нелинейной вольтамперной характеристики при обратимом пробое диэлектрика / С.А. Филист, Авад А.А. Мохаммед, О.В. Шаталова // Медицинская кибернетика и междисциплинарная подготовка специалистов для медицины: материалы науч. конф. / Томск: Сибирский государственный медицинский университет, 2013. С. 128-132.

AUTOMATED SYSTEM FOR ANALYSIS OF CURRENT-VOLTAGE RELATIONSHIP OF BIOACTIVE POINTS BASED ON L-CARD E20-10 MODULE

Surzhikova S.E., Filist S.A., Shatalova O.V.

Federal state educational institution of higher professional education «South-Western state University», Sfilist@gmail.com

Analysis of current-voltage characteristics of bioactive points is proposed for the classification of socially significant diseases. Morphological integrity requirements can be satisfied by using an automated system that includes data-collection unit connected to a PC, communication unit and corresponding software. The automated system allows receiving the calculations of current-voltage characteristics in a controllable period of time with a single contact of the active electrode with a biomaterial.

Polynomial of the seventh order was used for approximation of the current-voltage characteristics. It permitted to obtain the vector of informative features of bioactive point condition. Biomaterial can be analyzed turning to current-voltage characteristics of a single bioactive point or a cluster of bioactive points. Multi-agent classifiers, based on probabilistic neural networks and fuzzy neural networks, are used to classify biomaterial. The classifiers contain three macro-layers: the first one consists of three-layer probabilistic neural networks, the second and third ones consist of two-layer fuzzy neural networks. The number of modules in macro-layers is equal to the number of differentiable classes of socially significant diseases. The classifiers allow determining the subjective probability of belonging of the input vector to the allocated classes.

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА СИНГУЛЯРНОГО АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ

¹Яа Зар До, ²Жилин В.В., ²Руденко В.В.

1 - Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Юго-Западный государственный университет»,
2 - Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Курская государственная сельскохозяйственная академия имени профессора И.И. Иванова»

Sfilist@gmail.com

Обработка сложноструктурированных сигналов широко используется в биологии и медицине. Основная цель обработки сигнала – определение класса принадлежности сигнала или степеней принадлежности сигнала к некоторой совокупности (множеству) классов. В общем случае сигнал характеризуется бесконечным множеством отсчетов. При обработке сигнала в «окне» от бесконечного количества отсчетов можем перейти к конечному числу отсчетов, но оно остается недопустимо большим ввиду того, что для надежной классификации сигнала необходимо рассматривать его на достаточно большой апертуре наблюдения. Сократить число отсчетов, необходимых для описания сигнала позволяют ортогональные разложения, в частности, преобразование Фурье, которое позволяет перейти от исследования пространства сигналов к исследованию пространства частот (спектра сигнала). Однако эффективность спектрального анализа зависит от свойств конкретного сигнала и часто не приносит ожидаемого эффекта в виду нестационарности исследуемого сигнала. В этой ситуации целесообразно использовать сингулярное разложение, которое позволяет как

отстроиться от шумов и помех, присутствующих в сигнале, так и сократить пространство информативных признаков [1].

Процесс обработки сложноструктурированного сигнала, представленного в виде ряда вещественных чисел $F_N = (f_0, \dots, f_{N-1})$ $N > 2$, в общем случае включает четыре этапа [2]:

1. вложение;
2. сингулярное разложение;
3. группировка;
4. диагональное усреднение.

Для сингулярного анализа использовался электрокардиосигнал (ЭКС) с длительностью 2 часа, выбранные из базы данных Европейского Общества Кардиологии (ESC ST-T database).

На рисунке 1 приведен фрагмент эпоры анализируемого сигнала, а на рисунке 2 – схема алгоритма сингулярного анализа.

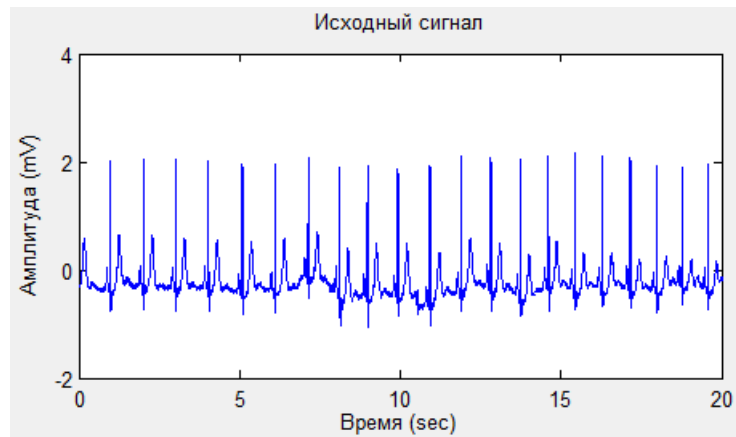


Рисунок 1 – Фрагмент анализируемого сигнала из базы данных ESC ST-T database

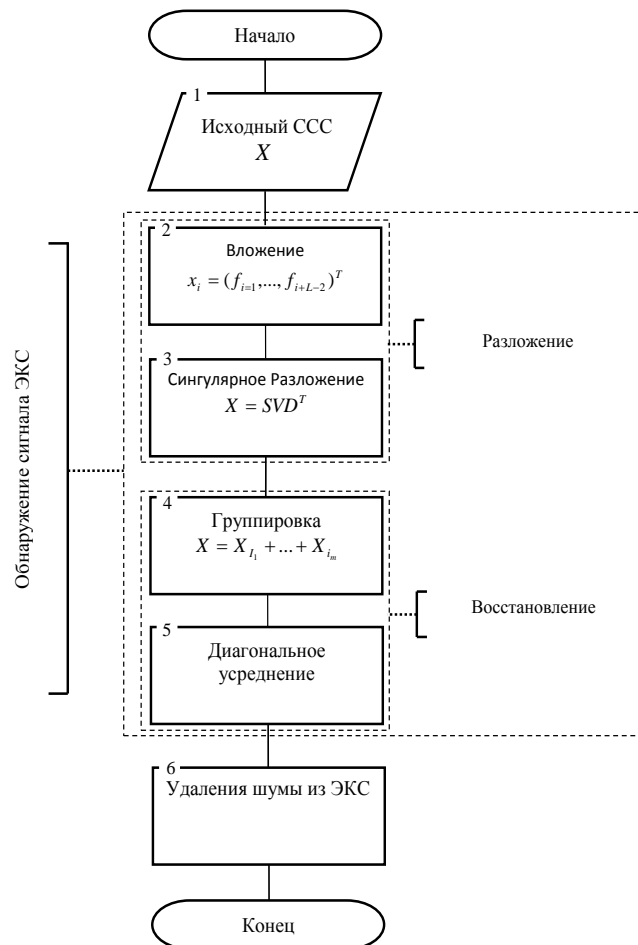


Рисунок 2 – Схема алгоритма сингулярного анализа

Первые два этапа в совокупности называются разложением, последние – восстановлением. Основным параметром алгоритма служит длина окна L , $1 < L < N$. Результатом алгоритма является разбиение временного ряда на аддитивные составляющие.

Сложноструктурированные сигналы часто искажаются шумом разнообразной природы, например для ЭКС: линии передач напряжения 50/60 Гц, артефакт движения от интерфейса электрода и кожи, деятельность мышц. Кроме того, есть дрейф изолинии, вызванный дыханием, шумом радиочастоты и т.п. Устранение дрейфа изолинии – первый шаг в анализе сингулярного спектра (SSA).

Процедура вложения есть преобразование исходного одномерного ряда в последовательность L -мерных векторов, число которых равно $K = N - L + 1$:

$$\mathbf{X}_i = (f_{i-1}, \dots, f_{i+L-2})^T, \quad 1 \leq i \leq K.$$

Эти вектора образуют *траекторную матрицу* $\mathbf{X} = [\mathbf{X}_1 : \dots : \mathbf{X}_K]$ ряда F . Поскольку $x_{ij} = f_{i+j-2}$, то матрица \mathbf{X} имеет одинаковые элементы на диагонали $i + j = \text{const}$:

$$\mathbf{X} = \begin{pmatrix} f_0 & f_1 & f_2 & \cdots & f_{K-1} \\ f_1 & f_2 & f_3 & \cdots & f_K \\ f_2 & f_3 & f_4 & \cdots & f_{K+1} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ f_{L-1} & f_L & f_{L+1} & \cdots & f_{N-1} \end{pmatrix}.$$

Результатом шага Сингулярное разложение является сингулярное разложение (SVD) траекторной матрицы ряда F . Пусть $S = \mathbf{X}\mathbf{X}^T$. Обозначим через $\lambda_1, \dots, \lambda_L$ *собственные числа* матрицы \mathbf{S} , взятые в порядке убывания ($\lambda_1 \geq \dots \geq \lambda_L \geq 0$) и через U_1, \dots, U_L ортонормированную систему *собственных векторов* матрицы \mathbf{S} , соответствующих этим собственным числам.

Пусть $d = \max\{i, \text{таких, что } \lambda_i > 0\}$. Обозначив $V_i = \frac{1}{\sqrt{\lambda_i}} \mathbf{X}^T U_i$ ($i = 1, \dots, d$), получим

разложение траекторной матрицы:

$$\mathbf{X} = \mathbf{X}_1 + \dots + \mathbf{X}_d, \quad (1)$$

где $\mathbf{X}_i = \sqrt{\lambda_i} U_i V_i^T$.

Ортонормированные вектора V_i являются собственными векторами матрицы $\mathbf{X}^T \mathbf{X}$, соответствующими тем же собственным числам λ_i [3].

В стандартной терминологии $\sqrt{\lambda_i}$ называются *сингулярными числами*, U_i и V_i – *левыми* и *правыми сингулярными векторами* матрицы \mathbf{X} , соответственно. Каждая из матриц \mathbf{X}_i имеет ранг 1. Поэтому их можно назвать *элементарными матрицами*. Набор $(\sqrt{\lambda_i}, U_i, V_i)$ называют *i -й собственной тройкой* сингулярного разложения [4].

На рисунке 3 показано интерфейсное окно автоматизированной системы сингулярного анализа ЭКС, разработанной в среде MATLAB.

Процедура группировки формально одинакова для всех рассматриваемых разновидностей SSA.

На основе разложения (1) процедура группировки делит все множество индексов $\{1, \dots, d\}$ на m непересекающихся подмножеств I_1, \dots, I_m .

Пусть $I = \{i_1, \dots, i_p\}$. Тогда *результатирующая* матрица \mathbf{X}_I , соответствующая группе I , определяется как $\mathbf{X}_I = \mathbf{X}_{i_1} + \dots + \mathbf{X}_{i_p}$.

Такие матрицы вычисляются для $I = I_1, \dots, I_m$, тем самым разложение (1) может быть записано в сгруппированном виде:

$$\mathbf{X} = \mathbf{X}_{I_1} + \dots + \mathbf{X}_{I_m}.$$

Процедура выбора множеств I_1, \dots, I_m и называется *группировкой собственных троек* [5].

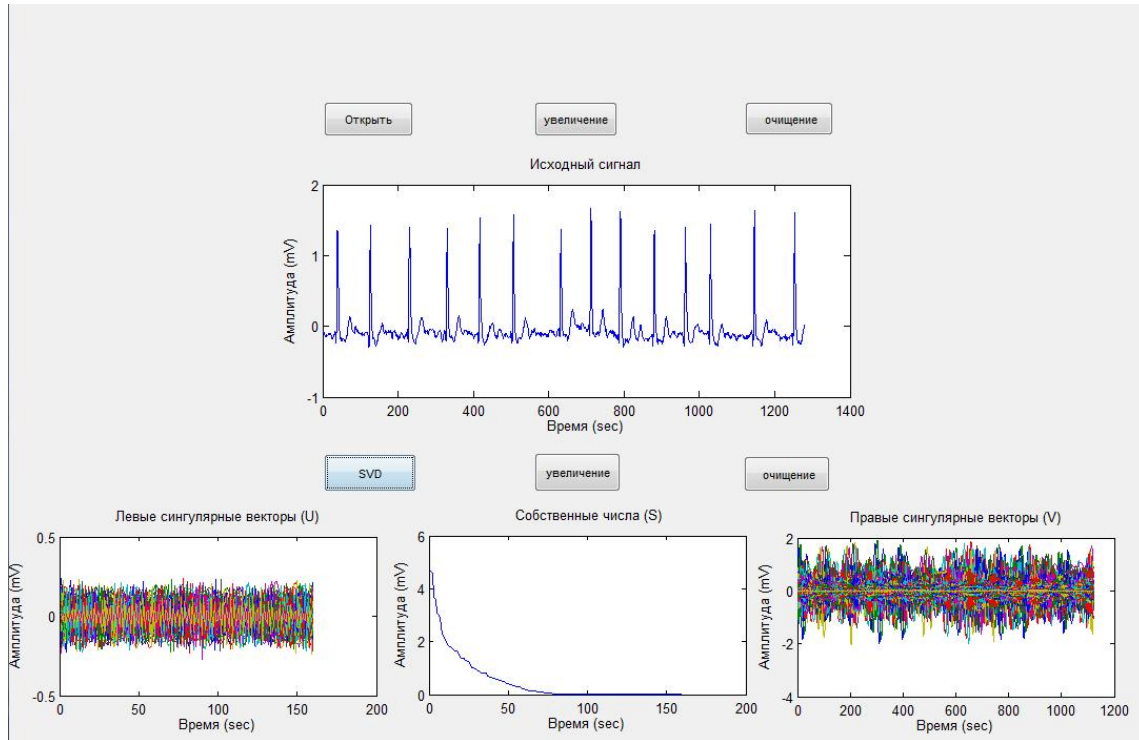


Рисунок 3- Интерфейсное окно автоматизированной системы сингулярного анализа электрокардиосигнала

На последнем шаге базового алгоритма (рисунок 2) каждая матрица сгруппированного разложения переводится в новый ряд длины N .

Пусть \mathbf{Y} – матрица размера $L \times K$ с элементами y_{ij} , $1 \leq i \leq L$, $1 \leq j \leq K$. Положим $L^* = \min(L, K)$, $K^* = \max(L, K)$ и $N = L + K - 1$. Пусть $z_{ij} = y_{ij}$, если $L < K$ и $z_{ij} = y_{ji}$ в остальных случаях.

Диагональное усреднение переводит матрицу \mathbf{Y} в ряд (g_0, \dots, g_{N-1}) по формуле

$$g_k = \begin{cases} \frac{1}{k+1} \sum_{j=1}^{k+1} z_{j,k-j+2} & \text{для } 0 \leq k < L^* - 1, \\ \frac{1}{L^*} \sum_{j=1}^{L^*} z_{j,k-j+2} & \text{для } L^* - 1 \leq k < K^*, \\ \frac{1}{N-k} \sum_{j=k-K^*+2}^{N-K^*+1} z_{j,k-j+2} & \text{для } K^* \leq k < N. \end{cases}$$

Это выражение соответствует усреднению элементов матрицы вдоль «диагоналей» $i + j = k + 2$: выбор $k = 0$ дает $g_0 = y_{11}$. Для $k = 1$ получаем $g_1 = (y_{12} + y_{21})/2$ и т.д. Если матрица \mathbf{Y} является

траекторной матрицей некоторого ряда (h_0, \dots, h_{N-1}) (другими словами, если матрица Y является ганкелевой), то $g_i - h_i$ для всех $i \in I[4]$.

Применив диагональное усреднение к матрицам X_{I_k} , полученным на этапе группировки, приходим к разложению исходного ряда в сумму m рядов.

Сингулярный анализ предполагается использовать для классификации электрокардиосигналов в системах поддержки принятия диагностических решений.

Библиографический список

1. Analysis of Climate Variability. Applications of Statistical Techniques / Eds. H. von Storch and A. Navarra. Springer, 1995.
2. Ghil M., Allen M.R., et al. Advanced Spectral Methods for climatic time series // Rev. Geophys. 2002. V. 40, N 1. P. 1-1-1-41. DOI 10.1029/2001RG000092.
3. Denoeux T., Masson M.H. Principal component analysis of fuzzy data using autoassociative neural networks // IEEE Transactions on Fuzzy Systems. 2004. V. 12. P. 336-349.
4. D'Urso P., Giordani P. A least squares approach to principal component analysis for interval valued data // Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems. 2004. V. 70. P. 179-192. V. 70. P. 179-192.
5. Giordani P., Kiers H.A.L. Principal Component Analysis of symmetric fuzzy data // Computational Statistics and Data Analysis. 2004. V. 45. P. 519-548.

THE AUTOMATED SYSTEM OF THE SINGULAR ANALYSIS OF ELECTROCARDIOSIGNALS

Ya Zar Doe, Zhilin V.V., Rudenko V.V.

¹Federal public budgetary educational institution of higher education "South-West state university",

²Federal public budgetary educational institution of higher education "Kursk state agricultural academy of a name of professor I.I. Ivanov"

Sfalist@gmail.com

In work the automated system of singular decomposition of an electrocardiosignal is considered. Process of singular decomposition the investment, singular decomposition, group, diagonal averaging includes stages. For performance of these stages the environment of programming of MATLAB was used.

The singular analysis is supposed to be used for classification of electrocardiosignals in systems of support of adoption of diagnostic decisions.



ВИРТУАЛЬНАЯ СИСТЕМА АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ОПРЕДЕЛЕНИЯ СЛУХОВОЙ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА

Пуртов К.С.¹, Бабич М.В.¹, Бродовский В.Б.², Кубланов В.С.¹, Черных О.А.¹

1 - Уральский Федеральный Университет, k.s.purtov@gmail.com

2 - Уральский государственный медицинский университет

Аннотация – Рассмотрена виртуальная система автоматического определения слуховой чувствительности человека с применением платформы LabVIEW.

Введение

Известно, что для скрининговой тональной аудиометрии применяются ручные или компьютеризированные системы [1]. Одним из методов, описывающих последовательность проведения тестирования в этом случае является метод Hughson-Westlake, закрепленный в стандарте ANSI S3.21-1978 (R1992), метод восходящих рядов согласно ГОСТ Р ИСО 8253-1-2012, согласно которому при аудиометрическом исследовании интенсивность звука снижается на фиксированный уровень (по 10 дБ) до тех пор, пока пациент не перестает слышать сигнал. После чего интенсивность увеличивается, с меньшим шагом (по 5 дБ), до тех пор, пока пациент не услышит сигнал. При этом интенсивность, на которой пациент распознает 2 из 3 тестовых сигналов (или 3 из 5), считается слышимой [2].

В настоящей работе рассматривается возможность организации виртуальной системы, которая, не претендуя на средство измерения, позволяет оценить изменения слуховой чувствительности в ходе лечебного процесса.

Основная часть

Виртуальная система строится на основе платформы LabVIEW, персонального компьютера под управлением операционной системы Windows и головных телефонов (рис 1).

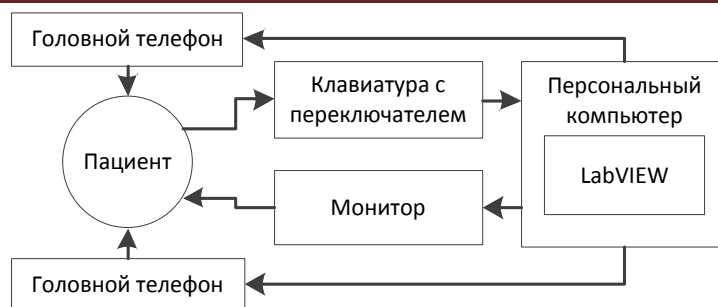


Рис. 1. Схема виртуальной системы автоматизированного определения слуховой чувствительности человека

Блок схема алгоритма исследования представлена на рис. 2.

В первой части алгоритма исследования грубо определяется величина порога слуховой чувствительности. Если пациент отмечает наличие звукового сигнала при помощи переключателя, производится автоматическое уменьшение громкости сигнала на некоторый шаг, в противном случае – увеличение громкости. Каждый раз, когда тренд изменения громкости меняется – происходит пропорциональное уровню уменьшение шага изменения. Первая часть исследования продолжается до уменьшения тренда громкости звука до порогового значения.

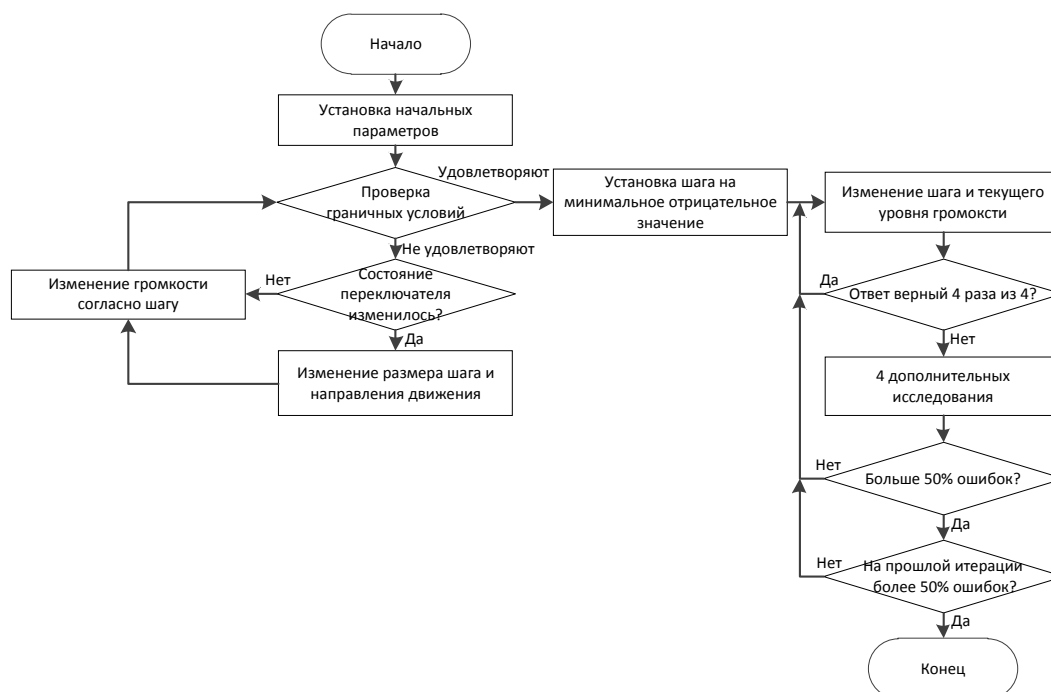


Рис. 2. Блок-схема алгоритма работы программы

Вторая часть алгоритма исследования состоит из 3-секундных тестовых интервалов, на каждом из которых случайным образом с равной вероятностью устанавливается либо исследуемый уровень громкости, либо отсутствие звукового сигнала (громкость равна 0). На последних 2 секундах каждого тестового интервала производится оценка субъективного ощущения пациентом наличия звукового сигнала при помощи переключателя. Вторая часть алгоритма исследования определяет вероятность распознавания звукового сигнала на заданном уровне громкости. Первым этапом выбирается окрестность громкости сигнала вокруг найденного в первой части порога слуховой чувствительности. Данная окрестность разбивается на некоторое количество участков, в каждом участке выбирается центральный уровень громкости. В результате первого этапа обнаруживается совокупность числовых значений громкости для статистического испытания. На втором этапе в каждой точке совокупности числовых значений громкости начиная с наибольшей производится серия из 4 тестовых интервалов. Если при проведении 4 тестовых интервалов вероятность определения пациентом сигнала составляет не 100% (точное распознавание), проводится ещё серия из 4 тестовых интервалов для уточнения результатов испытания. При 50% вероятности определения сигнала пациентом на 2 и более исследуемых уровнях громкости подряд является критерием окончания алгоритма.

Результаты испытания записываются в файл, по которому строится график вероятности определения пациентом сигнала от громкости. Пример получаемого графика пациента В. приведен на Рис 3.

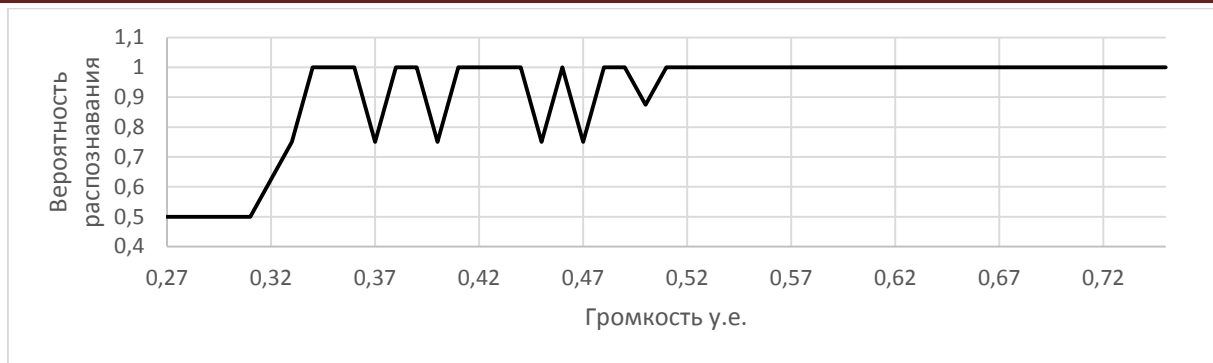


Рис 3. График испытания пациента В.

По сравнению с методом Hughson-Westlake (методом восходящих рядов) разработанный алгоритм обладает следующими преимуществами: высокой детализацией, при меньшем времени исследования, а также позволяет устанавливать начальные условия тестирования, что дополнительно сокращает время его проведения.

Графическая оболочка программы виртуальной системы состоит из трех вкладок: «Настройка», «Исследование» и «Результат».

Во вкладке «Настройка» (рис. 4) пользователь устанавливает параметры сигнала: тип сигнала, громкость, начальную амплитуду, частоту сигнала и фазу. Имеется возможность проведения тестирования конкретного уха. Предусмотрено прослушивание тестового сигнала получаемого при изменении параметров.

Вкладка «Исследование» (рис. 5) содержит информацию о пациенте. В поле Пациент необходимо ввести фамилию и имя пользователя, эти данные будут содержаться в имени выходного файла получаемого по окончании исследования.

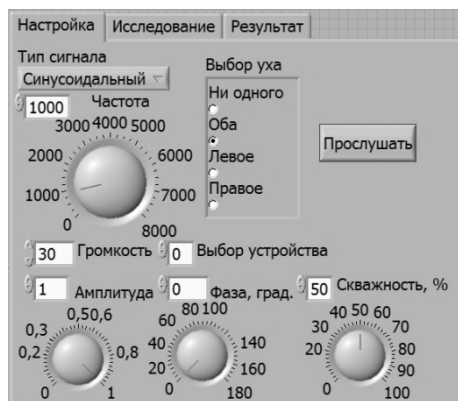


Рис 4. Вкладка «Настройка»

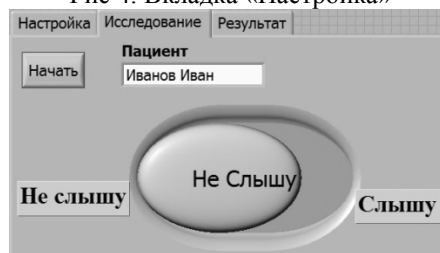


Рис 5. Вкладка «Исследование»

После ввода фамилии и имени пациент нажимает кнопку «Начать» для запуска процесса исследования, во время которого пациент должен поддерживать состояние переключателя в соответствии со своими субъективными ощущениями. Переключатель имеет два состояния: «Слышу» и «Не слышу» и изменяет состояние либо по нажатию мыши, либо по нажатию на кнопку «Пробел». В состоянии «Слышу» переключатель находится в правом положении и подсвечивается зеленым цветом; в состоянии «Не слышу» переключатель – в левом положении и подсвечивается красным цветом. Также предусмотрена возможность остановки исследования, в случае если какие либо факторы мешают его проведению.

Процесс исследования обычно занимает не более 10 минут, после чего отображается окно, информирующее об его окончании, сопровождаемое звуковым сигналом. Пациент может перейти ко вкладке «Результат» и оценить свой текущий порог слышимости.

Вкладка «Результат» (рис. 6) содержит поле «Результат», которое содержит двумерный массив данных. Данные отсортированы по амплитуде по возрастанию. В первой строке записаны значения амплитуды, на которых производилось тестирование. Во второй и третьей строках записаны соответствующие данной

амплитуде количество ошибок и количество проведенных исследований, соответственно. По этим данным можно судить о слуховой чувствительности пациента. Полученный результат также сохраняется в каталоге «Исследования» находящимся в каталоге программы. Для удобства хранения и поиска, имя файла исследования содержит указанные имя и фамилию пациента, дату и время проведения исследования. Формат записываемого файла – csv, с табуляцией в качестве символа разделения.

		Результат							
		0	0,31	0,32	0,33	0,34	0,35	0,36	0,37
Амплитуда	0	7	4	1	0	0	1	0	
Кол-во ошибок	0	7	4	1	0	0	1	0	
Кол-во попыток	8	8	8	4	4	8	4		

Рис 6. Вкладка «Результат»

Для генерации аудиосигнала использован виртуальный прибор Basic Functional Generator [3]. Он может генерировать сигналы четырех типов: синусоидальный, с прямоугольными импульсами, треугольный и пилообразный. Позволяет устанавливать параметры: амплитуду, частоту, скважность и фазу. Конфигурация осуществляется прибором Sound Output Configure. Частота дискретизации - 44100 Гц, 2 канала – для разделения звука идущего на правое и левое ухо, разрядность – 16 бит. Уровень громкости устанавливается прибором Sound Output Set Volume. Вывод звука на головные телефоны производится при помощи прибора – Sound Output Write. Результаты исследования из двумерного массива записываются в файл при помощи прибора Write To Spreadsheet File.

Полученное решение скомпилировано совместно с LabVIEW Run-Time Engine в виде файла установки «Аудиотест», что позволяет развертывать программу на компьютере с минимальным набором зависимостей библиотек без установленной среды LabVIEW.

Заключение:

Система прошла апробацию в Свердловской областной клинической больнице №1 (г. Екатеринбург) и показала высокую эффективность в клинической практике в условиях стационара и амбулаторного применения.

Библиографический список

1. Методы аудиометрических испытаний. ГОСТ Р ИСО 8253-1-2012.
2. В. Goelzer, С.Н. Hansen, G.A. Sehrndt. Occupational exposure to noise: evaluation, prevention and control // World Health Organization, 1998.
3. С.А. Останин. LabVIEW в биомедицине. ГОУ ВПО «Алтайский государственный медицинский университет», 2009 – 226с.

VIRTUAL STAND TO AUTOMATIC FINDING OF HUMAN HEARING SENSIBILITY

Purtov K.S.¹, Babich M.V.¹, Brodovskiy V.B.², Kublanov V.S.¹, Chernyh O.A.¹

¹ - Ural federal university, k.s.purtov@gmail.com

² - Ural State Medical University

Abstract – A virtual system for determining hearing sensibility using a personal computer with headphones and a LabVIEW-based program is described.

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ МЕДИЦИНЫ

Лищук В.А., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Шевченко В.Г. Маковеев С.Н.

Проблемная комиссия «Медицинская кибернетика и информатика» РАМН, НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН, dgazizova@yandex.ru

Резюме. Обобщен опыт разработки интеллектуального обеспечения для медицины. Представлены перспективы развития данного направления.

Ключевые слова: интеллектуальное обеспечение, интенсивная терапия, острая сердечная недостаточность, электронное пособие для врачей.

Рассмотрены проблемы интеллектуального обеспечения медицины на примере интеллектуального обеспечения для интенсивной терапии кардиохирургической клиники. Кардиохирургическая интенсивная терапия имеет дело с острыми, тяжелыми расстройствами кровообращения, такими как пороки сердца, шок, различной этиологии, острая сердечная недостаточность, кардиогенный отек легких, полиорганная недостаточность и т.п. Характеристика «острые и тяжелые нарушения» говорит о том, что меры должны быть приняты немедленно в режиме реального времени, т.к. имеется непосредственная угроза жизни пациента. При тяжелых расстройствах сердечной деятельности врач вынужден взять управление жизненно важными функциями больного на себя. Врач интенсивной терапии имеет дело с замещением функции (искусственное

дыхание, искусственное кровообращение, гемодиализ и т.п.), осуществляет регуляцию (обеспечивая необходимые величины артериального давления, сердечного индекса, доставки кислорода и др.), определяя условия жизнедеятельности организма больного, допустимые нагрузки и т.п. Осуществляемое им управление жизнедеятельностью организма идет on-line (лечение) и в режиме реального времени. Эта суть интенсивной терапии во многом пересекается с ведущими решениями кибернетики и информатики, которые используют инструментарий интеллектуального обеспечения, математические основы управления и адаптации, on-line контроль, теории и инженерные средства взаимодействия технических аппаратов и живых организмов.

В НЦССХ им. А.Н. Бакулева интеллектуальное обеспечение интенсивной терапии разрабатывалось и применялось начиная с 1973 г.: 70-е годы «Гарвей», 80-е – «Айболит», «Респ», «Индекс», 90-е и 2000-е «Миррор». Технологии сертифицированы, основные методы запатентованы [4, 14]. Подробное представление технологий, обобщающее опыт ведения более 19000 больных с тяжелыми расстройствами кровообращения дано в работах нашего коллектива [4, 5, 9, 10, 11, 12, 13]. Здесь же приведем некоторые значимые характеристики этих технологий.

Применение интеллектуального обеспечения позволило:

- обобщить знания о сердечно-сосудистой системе и сердечно-сосудистых заболеваниях, формализовать их в виде математических моделей;
- обеспечить адекватный мониторинг, сбор, хранение и корректное усреднение его данных;
- обрабатывать в режиме реального времени (RTE) показатели, характеризующие текущее состояние сердечно-сосудистой системы;
- дополнить оценки патологических состояний оценками адаптивных изменений, реакций сердечно-сосудистой системы на лечебные и медикаментозные воздействия;
- обеспечить индивидуализированную количественную оценку состояния сердечно-сосудистой системы при острой недостаточности кровообращения;
- сформировать нозологические нормы на этапах лечения;
- сравнить состояния больных с разной степенью тяжести;
- оценить качество отдельных этапов лечения и результаты лечения в целом и т.д. [1, 2, 3, 6, 7, 8, 16÷22].

Обобщая наш опыт, отметим, что использование интеллектуальных средств является по своей сущности научным поиском непосредственно в ходе и для лечения [14, 15]. Сегодня этот подход позволяет рекомендовать эффективные средства, методы, инновации. Система законов сердечно-сосудистой системы является фундаментом современной физиологии кровообращения и ждут своего места в пособиях и учебниках [14]. Математические модели объединяют знания по клинической физиологии кровообращения и терапии [4, 5]. Их индивидуализация позволяет дополнить системы законов персональными характеристикам [8, 22]. Опережающая имитация дополняет искусство врача адаптивными методами управления терапией в режиме реального времени [15].

Так ранжирование относительных количественных оценок определяет выраженность патологических процессов и качество лечения [18]. Уже сегодня актуально дополнить оценки состояния характеристиками процессов – патологических, адаптивных, лечебных [4]. Перейти к количественным показателям тяжести патологии, оценкам жизненных сил больного, сопротивляющимся заболеванию, и количественной оценке качества лечения [5, 6, 12, 13].

Математические модели и методы позволяют перейти от предопределенных заранее средне-статистических рекомендаций к синтезу индивидуальной, наилучшей для каждого больного терапии [4, 15].

Интеллектуальные средства позволяют безопасно разгружать миокард, выделять орган, риск отказа которого максимален, оптимизировать терапию, прецизионно, управляя взаимоотношениями органов и систем [9÷12, 19].

Индивидуальная технология лечения сердечно-сосудистых заболеваний сравнима с организацией полета в космос. При этом она не относится к уникальным событиям (как полет в космос). Она также не относится к массовому обслуживанию, как аэропорт. В этом сложность ее внедрения. Вместе с тем она актуальна для каждого, абсолютно приоритетна, когда сердце отказывает. В этом ее общественная и персональная значимость, инновационность, экономическая состоятельность.

В стандартные рекомендации по лечению сердечно-сосудистой недостаточности должны быть включены показания, методы и средства индивидуальной терапии. Такие средства, тщательно разработанные, всесторонне испытанные, запатентованные, получившие лицензии и многократно представленные как на медицинских форумах, так и в научной литературе, разработаны в НЦССХ им. А.Н. Бакулева [1÷22]. Общедоступное электронное пособие, включающее подборку литературы, учебник-рекомендации, интеллектуальный тренажер и технологию поддержки индивидуальной терапии подготавливается к выпуску.

Такие электронные пособия должны быть включены в матобеспечение планшетов и смартфонов для врачей, с возможностью оперативной идентификации, получения данных, консультаций, нормативов. Врачебная модификация гаджетов должна иметь опцию беспроводной связи с мониторами, другими источниками медицинской информации (медицинскими приборами, устройствами, с системами обеспечения операционных, автоматическими капельницами и т.п.), иметь КБЗ, математические модели, виртуальные средства их анализа, имитации в реальном времени, поддерживать мобильную звуковую и видео оперативную связь между больным и врачом и т.п.

Библиографический список

12. Бокерия, Л.А. Система показателей кровообращения для оценки состояния, выбора и коррекция терапии при хирургическом лечении ишемической болезни сердца (нозологическая норма)/ Бокерия Л.А., Лищук В.А. Газизова Д.Ш. Руководство. М., 1998. 49 с.
13. Бокерия Л.А., Лищук В.А., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Соболев А.В., Махмудова А.Н., Неджепов М.Б., Дракина О.В. Концепция регуляции сердечно-сосудистой системы – от управления функциями к согласованию возможностей. Часть 4. Анализ клинического материала// Клиническая физиология кровообращения. 2013. № 1. С. 19-24.
14. Бокерия Л.А., Лищук В.А., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Соболев А.В., Махмудова А.Н., Неджепов М.Б., Дракина О.В. Концепция регуляции сердечно-сосудистой системы – от управления функциями к согласованию возможностей. Часть 5. Роль регуляции// Клиническая физиология кровообращения. 2013. № 1. С. 24-34.
15. Бураковский В.И., Бокерия Л.А., Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Люде М.Н., Работников В.С., Соколов М.В., Цховребов С.В. Компьютерная технология интенсивного лечения: контроль, анализ, диагностика, лечение, обучение. - М.: 1995. – 85 с.
16. Газизова Д.Ш. Математическое моделирование как метод оценки качества и выявления клинических и управленческих ошибок/ Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Сазыкина Л.В., Теряева Н.Б.// Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Доклады 10-й межд. науч.-техн. конф. Книга 1. – Владимир: 2012. – С. 181-182.
17. Газизова Д.Ш. Применение технологии, дифференцирующей патологические и адаптивные процессы при острой сердечной недостаточности/ Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Сазыкина Л.В., Лобачева Г.В., Никитин Е.С., Бокерия Л.А.// Бюлл. НЦССХ им.А.Н.Бакулева РАМН. Семнадцатый Всероссийский съезд сердечно-сосудистых хирургов. - 2011. – Т.12, №6. – С.196.
18. Газизова, Д.Ш. Кардиотоническая поддержка при левожелудочковой острой сердечной недостаточности/ Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Лищук В.А., Лобачева Г.В., Никитин Е.С. // Бюлл. НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. Пятнадцатый Всероссийский съезд сердечно-сосудистых хирургов - 2009. – Т.10, №6. – С.255.
19. Газизова, Д.Ш. Математическая кардиология – клинические результаты//Электроника и связь. 2010. - №4. С. 120-125.
20. Лищук В.А., Бокерия Л.А. Математические модели и методы в интенсивной терапии: сорокалетний опыт. К 50 – летию НЦССХ им А.Н. Бакулева. Часть 1. 1966 – 1986 гг. // Клиническая физиология кровообращения. Номер 1. – 2006 г. – М.: Издательство НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. – С. 5 – 16.
21. Лищук В.А., Бокерия Л.А. Математические модели и методы в интенсивной терапии: сорокалетний опыт. К 50 – летию НЦССХ им А.Н. Бакулева. Часть 2. 1986 – 1996 гг. // Клиническая физиология кровообращения. Номер 2. – 2006 г. – М.: Издательство НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. – С. 22 – 33.
22. Лищук В.А. Бокерия Л.А. Математические модели и методы в интенсивной терапии: сорокалетний опыт. К 50-летию НЦССХ им А.Н. Бакулева. Часть 3, диагностика, 1986 – 1996 гг. // Клиническая физиология кровообращения. Номер 4. – 2006 г. – М.: Издательство НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. – С. 12 - 25.
23. Лищук В.А. Бокерия Л.А. Математические модели и методы в интенсивной терапии: сорокалетний опыт. К 50-летию НЦССХ им А.Н. Бакулева. Часть 4, терапия, 1986 – 1996 гг. // Клиническая физиология кровообращения. Номер 2. – 2007 г. – М.: Издательство НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. – С. 5 - 21.
24. Лищук В.А. Информационные компьютерные технологии для оценки качества лечения /В.А. Лищук, Д.Ш. Газизова, Л.В. Сазыкина// Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Доклады 10-й межд. науч.-техн. конф. Книга 1. – Владимир: 2012. – С. 61-63.
25. Лищук В.А. Математическая теория кровообращения. – М: Медицина, 1991. – 256 с.
26. Лищук В.А. Стратегия информатизации медицины. 17 принципов и решений. 2-е изд./ Лищук В.А., Калинин С.В., Шевченко Г.В., Газизова Д.Ш. и др. – М.: Момент. – 2012. - 524 с.
27. Лищук, В.А. Система клинико-физиологических показателей кровообращения/ Лищук В.А. Газизова Д.Ш. //Клиническая физиология кровообращения. - 2004. - №: 1. – С. 28-38.
28. Лищук В.А., Лобачева Г.В., Никитин Е.С., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Леонов Б.И., Горбач А.А. Информация - живая вода медицины (часть 1)// Биотехносфера. 2009. №4 (4). С. 21-34.
29. Gazizova D.Sh. Use of information computer technologies for the estimation of quality of treatment/ Gazizova D.Sh., Lischouk V.A., Sazykina L.V., Makarenko A.A.// European researcher: Multidisciplinary scientific periodical. – 2011. - N5. - P. 765-769.
30. Gazizova Dinara S. Adaptive reactions in response to acute heart failure and their importance for therapy./ Vladimir A. Lishchuk, Galina V. Lobachova, Yevgeniy S. Nikitin, Lidia V. Sazykina Word Congress of Cardiology. Scientific Sessions 2012, 18-21 April 2012, Dubai, United Arab Emirates. P.791
31. Integrating data, models, and reasoning in critical care/ Report of Partnership of bioengineering research of MIT, Philips Medical Systems & Beth Israel Deaconess Medical Centerl, 2007.

32. Lischouk V.A Optimization of therapy on the basis of mathematical model individualized in real time/ Lischouk V.A., Gazizova D.Sh., Sazykina L.V., Makarenko A.A.// European researcher: Multidisciplinary scientific periodical. – 2011. - N5. - P. 776-779.
33. Lischouk V.A. Treatment of the acute left ventricular failure with the help of imitation on an mathematical model in real time/V.A. Lischouk, D.Sh. Gazizova, G.V. Lobacheva, S.V. Makoveev, E.V. Mostkova, E.S. Nikitin. L.V. Sazykina, N.O. Sokolskaya, L.A. Bockeria//Электроника и связь: Тематический выпуск «Электроника и нанотехнологии». 2012. - № 3. - С. 180.

INTELLECTUAL PROVIDING MEDICINE

Lishchuk V.A. Gazizova D. Sh., Sazykina L.V. Shevchenko V. G. Makoveev S. N.

Problem Commission «Medical Cybernetics and Informatics» RAMS, Bakulev Scientific Center of Cardiovascular Surgery RAMS, Moscow, dgazizova@yandex.ru

Summary. Experience of development of intellectual providing for medicine is generalized. Prospects of development of this direction are presented.

О РАЗРЕШЕНИИ 3D-ТОМОГРАММ ОБЪЕКТОВ ВРАЩЕНИЯ С ФИКСИРОВАННЫМ УГЛОМ НАКЛОНЕНИЯ ПРИ РЕКОНСТРУКЦИИ ПО ОДНОМЕРНЫМ ПРОЕКЦИЯМ

Агафонов М.И., Сидоров М.Ю.

Федеральное государственное бюджетное научное учреждение «Научно-исследовательский радиофизический институт» (ФГБНУ НИРФИ), agfn@nirfi.sci-nnov.ru

Проанализированы возможности разрешения в задачах томографической 3D-реконструкции объектов вращения с одним фиксированным углом наклоения на основе одномерных профилей (вариант 3D1D без построения на промежуточном этапе двумерных сечений). Обоснована коррекция структуры 3D-томограммы с учетом влияния величины угла наклоения на геометрию суммарной передаточной функции (СПФ), используемой при реконструкции. Показано, что одинаковое разрешение в направлении оси вращения объектов и в орбитальной плоскости может быть реализовано при угле наклоения $54^{\circ}44'$. Сопоставление результатов, полученных при использовании для реконструкции радиоастрономического подхода (РП) и метода обратных фильтрованных проекций, свидетельствует, что метод на основе фильтрации вносит при 3D-реконструкции существенно больше искажений. Разработанный вариант реконструкции 3D1D на основе РП может быть использован для биомедицинских приложений.

Введение. Реконструкция изображений в современных компьютерных томографах [1] основана на методе обратных фильтрованных проекций (ОФП). В процессе обработки создается набор последовательных двумерных сечений. На следующем этапе двумерные числовые массивы преобразуются в единый трехмерный массив, на основе которого рассчитываются необходимые фронтальные и сагитальные сечения, а также может выполняться объемная визуализация.

Построение томограмм при меньшем по сравнению с методом ОФП числе ракурсов возможно при использовании методов восстановления изображений, обладающих нелинейными свойствами [2]. Разработанный в ФГБНУ НИРФИ метод решения задач малоракурсной томографии - радиоастрономический подход (РП) [3-6], позволяет в несколько раз сократить необходимое число проекций по сравнению с методом ОФП (см. пример на рис.1 в [6]), существенно повысить динамический диапазон, а также использовать неравномерное распределение ракурсов в пространстве. Несмотря на увеличение вычислительных затрат, указанные качества РП полезны для целого ряда приложений, в том числе с целью уменьшения лучевой нагрузки. Реализация 3D1D-реконструкции в установках МРТ (см., например, [7]) будет требовать приложения градиентного магнитного поля лишь по оси z с целью разрешения сечений, последовательные отклики от которых дадут одномерные профили.

Ранее в [8-9] были рассмотрены проблемы, возникающие при реконструкции 3D-томограмм объектов вращения по одномерным проекциям при наличии фиксированного угла наклоения, минуя этап построения двумерных сечений. С целью исключения перегрузки материала вопрос разрешения 3D-томограммы в упомянутых работах рассмотрен лишь в грубом приближении. Однако, зависимость разрешения вдоль оси вращения (z) по отношению к плоскости орбиты (x, y) имеет интересную особенность и заслуживает дополнительного анализа. Различия в разрешении усложняют интерпретацию томограммы. Вопрос представляет интерес для получения корректных количественных оценок.

Разрешение в зависимости от угла наклоения. Обратное проецирование является одним из обязательных этапов томографической реконструкции. В 3D-варианте оно должно выполняться с учетом полного набора имеющихся орбитальных фаз, а также угла наклоения. Метод ОФП предусматривает обратное проецирование исходных профилей при предварительном подавлении низких пространственных частот по

линейному закону. Приложение РП включает две процедуры обратного проецирования. Первая предусматривает вычисление суммарной карты (СК) на основе исходных одномерных профилей. Вторая – построение СПФ (суммарной функции отклика на точечный источник) по полному набору профилей передаточных функций. При итерационном процессе реконструкции томограммы на основе РП происходит минимизация откликов от боковых лепестков СПФ.

Регистрация профилей. Во время вращения объекта вокруг оси z производится регистрация одномерных профилей при различных фазовых углах. Разрешение зависит от ширины ножевой приемной диаграммы.

Рис.1а иллюстрирует регистрацию проекции. Разрешение по оси z и в направлениях по радиусам орбитальной плоскости, одним из которых является ось x , согласно построению на двумерной плоскости зависит от угла наклона объекта (i):

$$\Delta z = \Delta R / \cos i ; \quad \Delta x = \Delta R / \sin i ; \quad \operatorname{tg} i = \Delta z / \Delta x .$$

Исходя из этого, величины разрешений будут одинаковы при наклонении объекта, равном 45 градусам, так как $\operatorname{tg} 45^\circ = 1$. Однако, анализируя более детально геометрию 3D-варианта, можно показать корректность другого результата.

СПФ из ножевых диаграмм и ее вид в области пространственных частот. Процесс регистрации профилей ножевыми диаграммами, а также процесс обратного проецирования в трехмерном случае можно представить гранями пирамидки,двигающимися в направлениях, перпендикулярных ракурсам наблюдения. На рис.1б в качестве примера изображена пирамидка, состоящая из четырех одинаковых граней. Пятая нижняя грань является служебной, ракурсу наблюдения не соответствует. Геометрия задачи имеет выделенную ось вращения z . Для реализации 3D1D-варианта необходимо наличие противоположных (квазипротивоположных) фазовых углов. Предполагается также использование углов наклонов, заведомо отличных от предельных значений 90 и 0 градусов. Процедура обратного проецирования передаточных функций с учетом фазовых углов и угла наклона дает возможность сформировать трехмерную суммарную передаточную функцию. Ее вид можно представить, расположив плоскости, параллельные граням пирамидки, в начале координат. Геометрия соответствующей СПФ в трехмерной области пространственных частот (U, V, W) показана на рис.1в. Она представляет собой радиально расходящиеся из начала координат карандашные лучи, направления которых перпендикулярны ножевым диаграммам СПФ. Длина лучей определяется пространственной частотой среза, что соответствует радиусу сферы, изображенной на рисунке, и разрешению ножевых лучей.

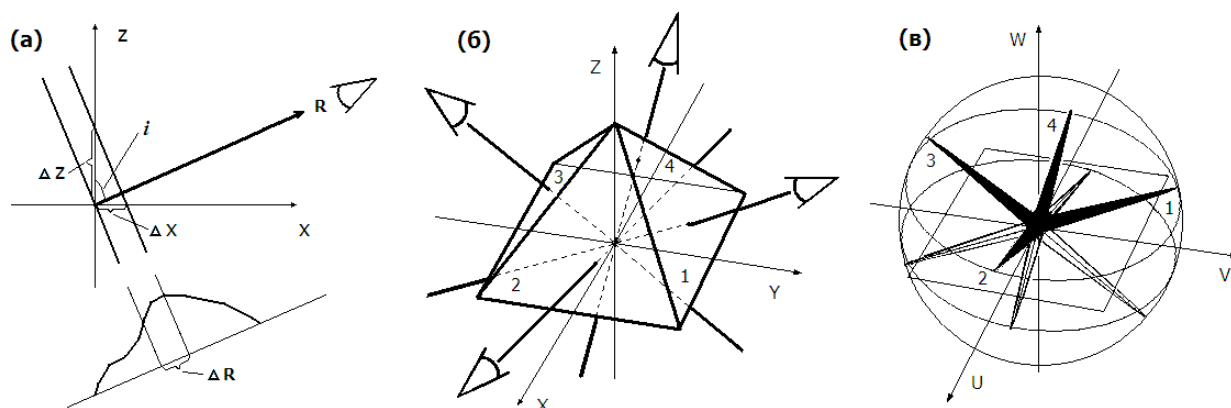


Рис.1. Геометрия ножевых диаграмм в совокупности с ракурсами наблюдения: **(а)** одиночная диаграмма (передаточная функция) для угла наклона объекта (i), в соответствии с величиной которого изменяется разрешение по оси z в орбитальной плоскости (в данном примере - по оси x); **(б)** пространственное представление геометрии наблюдений при четырех фазовых углах и фиксированном угле наклона (i); положение ножевых диаграмм соответствует четырем верхним граням пирамидки (1-4), расположенным перпендикулярно ракурсам наблюдения; регистрация проекций происходит при их перемещении вдоль этих направлений; **(в)** вид СПФ, соответствующей четырем ножевым диаграммам рисунка **(б)**, в трехмерной области пространственных частот (U, V, W); пространственная частота среза соответствует радиусу сферы и определяется разрешением ножевых диаграмм, представленных на рисунке **(б)**; номера карандашных лучей соответствуют номерам граней.

Угол наклона и разрешение суммарной передаточной функции. На рис.2 приведены примеры, характеризующие геометрию СПФ в зависимости от угла наклона объекта. С целью сопоставления представлено два варианта, отличающиеся количеством фазовых углов: первый – для равномерного распределения по 20, а второй – по 100 ракурсам. В верхнем ряду (а) приведены главные сечения в плоскости (x, z) при 20 фазовых углах для четырех значений углов наклона, равных 30, 45, 55 и 80 градусам. Изменение структуры главного луча СПФ в зависимости от угла наклона хорошо заметно при десятикратном увеличении масштаба центральной зоны сечений, показанных во втором ряду (б). Третий ряд (в) дополняет представление о геометрии СПФ. На левом фрагменте показано главное сечение в плоскости (x, y), правее – периферийные сечения СПФ в плоскости (y, z) при трех значениях смещений (1,2,3) по оси (x), рассчитанные

для угла наклонения 45 градусов. Значения по осям приведены в относительных единицах. Максимум интенсивности трехмерного массива СПФ нормирован и соответствует 100%. Сечения содержат 16 уровней интенсивности.

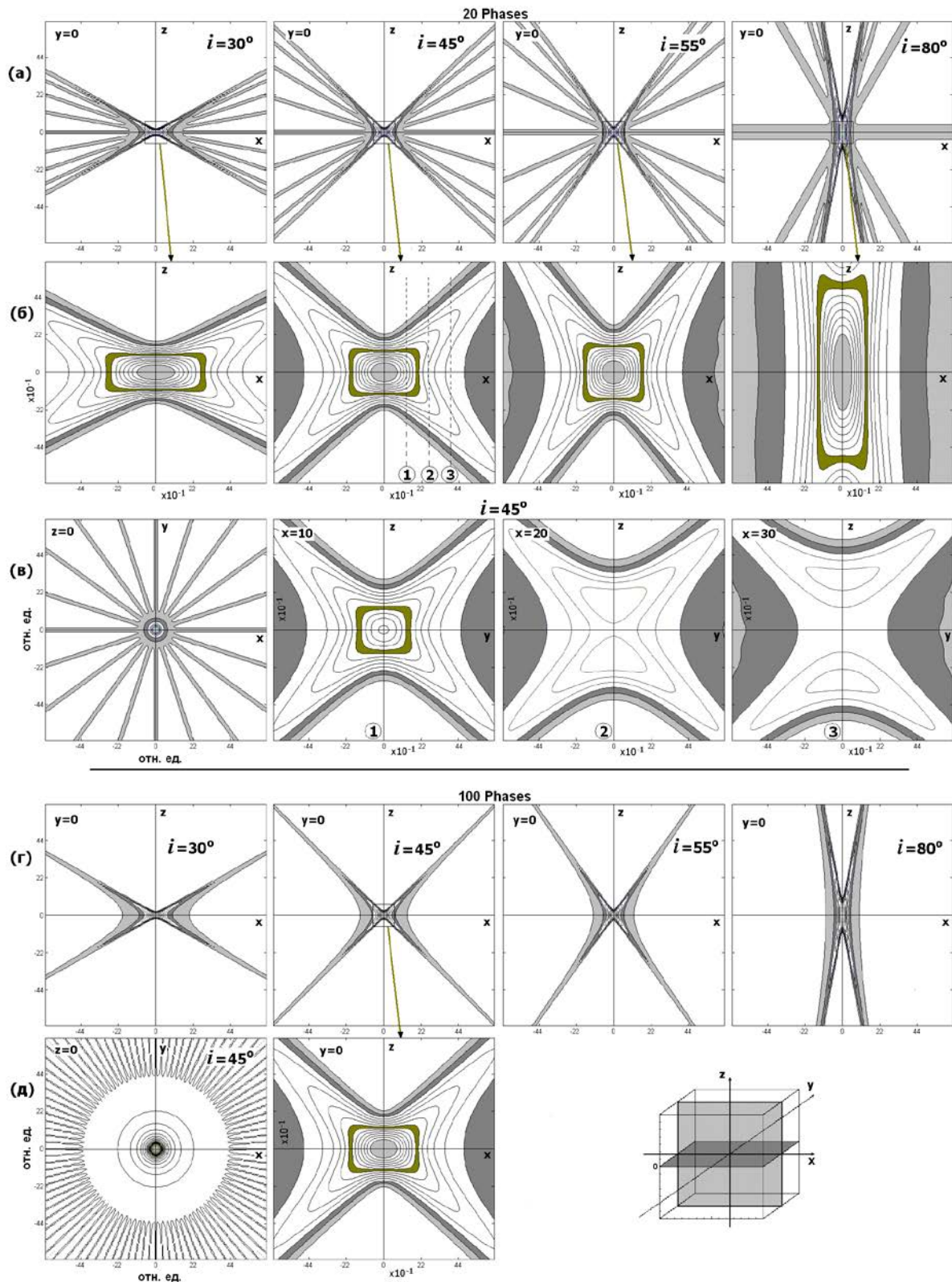


Рис.2. Сечения трехмерной СПФ при 20 (а,б,в), а также при 100 (г,д) фазовых углах, построенные для четырех различных углов наклонения: 30, 45, 55, 80 градусов. Использовано 16 уровней интенсивности. Шаг между изолиниями равен 6.25% за исключением центрального сечения в плоскости (x,y) , построенного для 100 фазовых углов, которое содержит 55 уровней с шагом 1.82%. Куб в правом нижнем углу рисунка иллюстрирует пространственное положение сечений.

Равномерный шаг между изолиниями равен 6.25%. Контрастная заливка расположена между первым и вторым (6.25-12.5%), вторым и третьим (12.50-18.75%), восьмым и девятым (50-56.25%) уровнями интенсивности изолиний, а также в центре СПФ - выше пятнадцатого уровня (93.75%). Как видно из сечений, форма изолиний на уровне половины интенсивности (НРВW) имеет вид, сходный с прямоугольником. В трехмерном представлении такая геометрия по форме напоминает бочонок, отношение высоты (h) к диаметру (d) которого ($K=h/d$) увеличивается с ростом угла наклона. При угле наклона 45 градусов максимальная ширина СПФ в направлении оси z равна ширине одиночной передаточной функции, умноженной на $\sqrt{2}$, что и следовало ожидать. Однако в орбитальной плоскости, в частности, по оси x , происходит расширение размеров СПФ вследствие наложения откликов от передаточных функций, пересекающих плоскость (x,z). Следовательно, происходит *снижение* разрешения. Введение лучей при других фазовых углах с целью устранения неопределенности по оси y и является причиной снижения разрешения вдоль оси x .

Сечения на рис.26 свидетельствуют, что при эквидистантном распределении ракурсов по фазовым углам *одинаковые размеры главного луча СПФ вдоль осей z и x на уровне половины интенсивности (НРВW) достигаются при угле наклона (i), равном приблизительно 55 градусам*. Точное значение угла наклона, при котором коэффициент $K=h/d$ равен 1, *соответствует 54°44'*. Поскольку $\text{tg } 54^\circ 44' = \sqrt{2}$, то коэффициент расширения СПФ в направлении оси (z) равен 1.414 по сравнению с геометрией угла наклона 45°.

Отметим также, что ось x является одним из частных случаев совокупности возможных радиальных направлений в плоскости (x,y). Как видно из рис.2, размеры СПФ в направлении оси вращения z и в орбитальной плоскости (x,y) равны также и при любых интенсивностях, превышающих уровень НРВW. Форма изоповерхностей при росте интенсивности становится эллипсоидальной. Ранее в [7-8] была представлена условная схема, содержащая при наклоне 45° сферический вид СПФ на уровне 0.5 (НРВW). Такое упрощение было оправдано, поскольку детализация проблемы разрешения привела бы к перегрузке. Однако в процессе реконструкции томограмм по наблюдательным данным в [10-12] нами вводилась корректная геометрия СПФ, рассчитанная для реальных углов наклона в соответствии с описанной выше процедурой. В [10-12] сечения СПФ были представлены на графиках. На заключительном этапе реконструкции для свертки с числовым массивом 3D-томограммы использовался главный луч СПФ без боковых лепестков. Его размеры на уровне НРВW учитывались в [10-12] при проведении коррекции в направлении оси вращения.

Для более полного анализа результатов решения задачи выполнено моделирование при различных углах наклона, которое дает возможность разобратся в деталях процесса визуализации структуры 3D-томограмм. Для реконструкции использовался радиоастрономический подход. Проведено также сопоставление с результатами, рассчитанными методом обратных фильтрованных проекций. Показано, что приложение метода ОФП дает существенно больший уровень искажений. Происходит появление значительного количества ложных структур. В итоге сделан вывод, что метод ОФП не следует рекомендовать для проведения реконструкции 3D-томограмм в данной задаче. Причиной значительных искажений является скудное заполнение области пространственных частот (см. пример на рис.1в). РП позволяет получить лучшие результаты.

Заключение. Детальный анализ геометрии СПФ привел нас в итоге к выводу о том, что одинаковое разрешение 3D-томограммы при реконструкции объектов вращения по одномерным проекциям (вариант 3D1D) может достигаться при угле наклона $i = 54^\circ 44'$. Размеры центральной зоны СПФ определяются шириной отдельных передаточных функций и не зависят от числа фазовых углов.

Авторы выражают благодарность РФФИ за поддержку исследований (проект № 12-02-00393).

Библиографический список

1. Календер В. Компьютерная томография. Москва: Техносфера, 2006. – 344с.
2. Василенко Г.И., Тараторин А.М. Восстановление изображений. М.: Радио и связь, 1986. –304с.
3. Агафонов М.И. Томография при ограниченном числе проекций. I. Радиоастрономический подход к проблеме и метод 2-CLEAN DSA. Известия вузов. Радиофизика. 2004, т.47, №2. с.94-110.
4. Агафонов М.И., Шарова О.И. Томография при ограниченном числе проекций. II. Радиоастрономический метод CLEAN в приложении к трехмерным задачам. Известия вузов. Радиофизика. 2005, т.48, с.367-381.
5. Agafonov M.I., Sharova O.I. Few projections astrotomography: radio astronomical approach to 3D reconstruction. Astronomische Nachrichten. 2005. v.326, No.2, p.143-149.
6. Агафонов М.И., Шарова О.И. Малоракурсная томография: радиоастрономический подход к двумерной и трехмерной реконструкции. Альманах клинической медицины. 2008. т.17, ч.1. с.133-136.
7. Блинк Эверт (Blink Evert). Основы МРТ: физика (пер. с англ.) 2000.
8. Агафонов М.И., Шарова О.И. Доплеровская томография в трех измерениях. Проблемы реализации. Астрономический журнал, 2013, т.90, №1, с.10-25.
9. Агафонов М.И., Шарова О.И. Томографическая 3D-реконструкция объектов при их вращении с фиксированным углом наклона. Материалы Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» (ФРЭМЭ'2012), г.Суздаль, 2012г.т.2, с.206-210.
10. Agafonov M.I., Richards M.T., Sharova O.I. Three-dimensional Doppler tomography of gas flows in the algol-type binary U Coronae Borealis. Astrophysical Journal. 2006. v.652, p.1547-1553.

11. Agafonov M.I., Sharova O.I., Richards M.T. Three-dimensional Doppler Images of the Disklike and Streamlike States of U Coronae Borealis. *Astrophysical Journal*. 2009. v.690, p.1730-1744.
12. Richards M.T., Agafonov M.I., Sharova O.I. New Evidence of Magnetic Interactions between Stars from Three-Dimensional Doppler Tomography of Algol Binaries: beta Per and RS Vul. *Astrophysical Journal*. 2012. v.760, Issue 1, article id. 8, 10pp.

CONCERNING 3D-TOMOGRAM RESOLUTION OF ROTATING OBJECTS WITH FIXED

M.I.Agafonov, M.Yu.Sidorov

Radiophysical Research Institute (NIRFI), Nizhny Novgorod, agfn@nirfi.sci-nnov.ru

The possibilities of resolution were analyzed in the problem of the tomographical 3D-reconstruction of rotating objects with the unique fixed inclination angle on the base of 1D-profiles (version 3D1D without of calculation 2D-slices on the intermediate stage. The correction of the 3D-tomogram structure is proposed taking into account the influence of the value of inclination angle on the geometry of the summarized transfer function (STF) used by the reconstruction. It is shown that the equal resolution in the direction of the axis of rotation of the objects and in the orbital plane may be realized by the value of the inclination angle of $54^{\circ}44'$. The comparison of the reconstruction results calculated with the Radioastronomical Approach (RA) and on the base of Filtered Back Projection Method (FBP) testify that the FBP-method bring by this 3D-reconstruction much more distortions. The created reconstruction version 3D1D based on the RA may be used for the biomedical applications.

АНАЛИЗ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА В LABVIEW

Литвин А. В., Мороз К.А.

Донской государственный технический университет (ДГТУ)

alit2010@rambler.ru

Последние версии системы NI LabVIEW [1] имеют в своем составе Biomedical Toolkit. NI LabVIEW Biomedical Toolkit содержит набор готов к применению приложений, программных утилит и алгоритмов, предназначенных для разработки виртуальных биомедицинских приборов.

Для анализа ВСП в Biomedical Toolkit системы LabVIEW используется линейка виртуальных приборов. Эти ВП располагаются в разделе Biomedical по адресу: Biomedical=> Biomedical Measurements=> ECG=> HVR analysis (рис. 1).

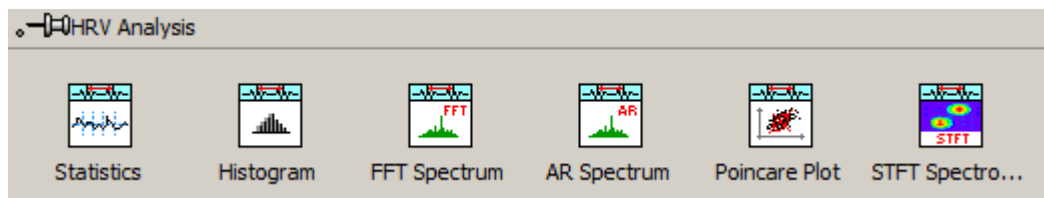


Рис. 1. ВП анализа ВСП

Статистические параметры RR- интервалов вычисляются ВП HRV Statistics (рис. 2).

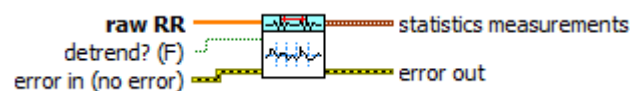


Рис. 2. ВП HRV Statistics

HRV Statistics определяет следующие статистические характеристики ВСП: NN50- число пар соседних RR интервалов с разницей больше 50 мс; pNN50 – процент пар соответствующих параметру NN50; RMSSD – среднее квадратичное значение (RMS) разницы между соседними RR интервалами в мс.; HR std – стандартное отклонение сердечного ритма уд/мин; HR mean – среднее арифметическое значение RR интервалов в уд./мин; RR std – стандартное отклонение RR интервалов в секундах; RR mean - среднее арифметическое интервалов в секундах;

Гистограмма RR- интервалов строится ВП HRV Histogram (рис.3).

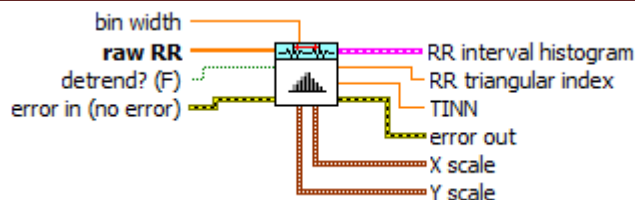


Рис. 3. ВП HRV Histogram

Спектральные методы анализа ВСП получили в настоящее время широкое распространение. Применение спектрального анализа позволяет количественно оценить различные частотные составляющие колебаний ритма сердца и наглядно графически представить соотношения разных компонентов ВСП, отражающих активность определенных звеньев регуляторного механизма [14]. Для спектрального анализа RR - интервалов в LabVIEW используются ВП HRV FFT Spectrum – метод быстрого преобразования Фурье (рис.4) и HRV AR Spectrum - авторегрессионный метод (рис. 5).

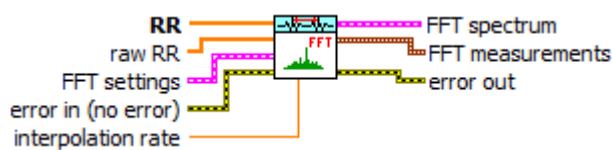


Рис. 4. ВП HRV FFT Spectrum

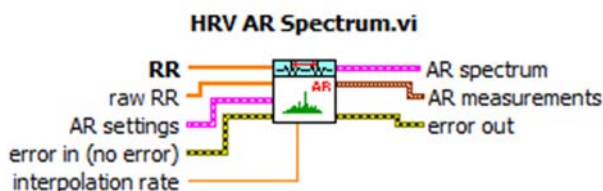


Рис. 5. ВП HRV AR Spectrum

Одним из методов анализа ВСП является корреляционная ритмография или скатерография. Этот способ оценки ВСП является особенно информативным для случаев, когда на фоне монотонности ритма встречаются редкие и внезапные нарушения. При построении скатерграммы образуется совокупность точек (пятна Пуанкаре или Лоренца), центр которых располагается на биссектрисе. Величина отклонения точки от биссектрисы влево показывает, насколько данный сердечный ритм короче предыдущего, вправо от биссектрисы – насколько он длиннее предыдущего. Скатерграмма RR-интервалов строится ВП HRV Poincare Plot (рис. 6).

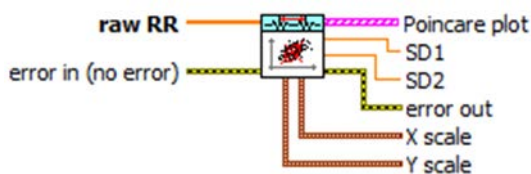
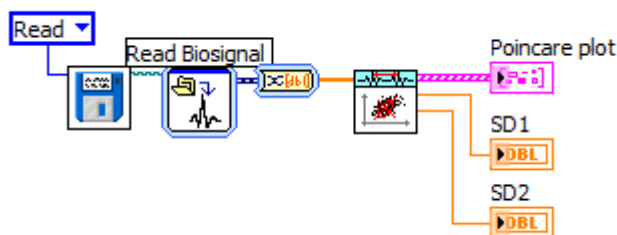
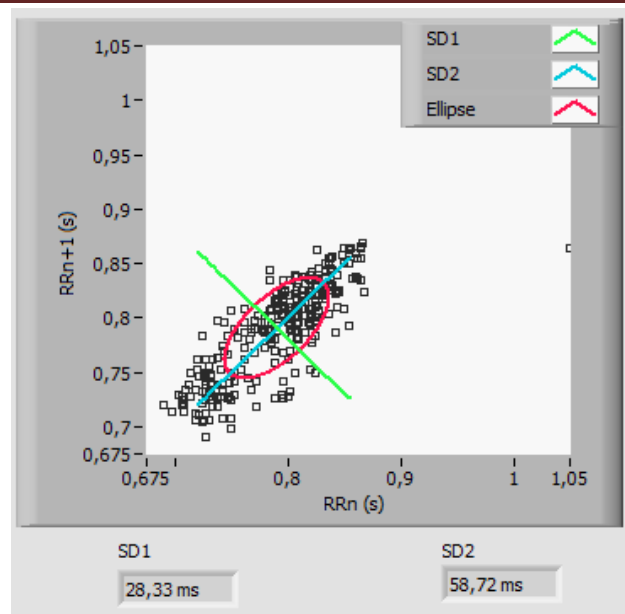


Рис. 6. ВП HRV Poincare Plot

Пример корреляционной ритмографии RR-интервалов приведен на рис. 7.



а)



б)

Рис. 7. ВП корреляционной ритмографии: блок диаграмма (а); лицевая панель (б).

Нормальная форма скатерграммы представляет собой эллипс, вытянутый вдоль биссектрисы. Именно такое расположение эллипса означает, что к дыхательной аритмии прибавлена некоторая величина недыхательной.

Спектрограмма (сонограмма) — изображение, показывающее зависимость спектральной плотности мощности сигнала от времени. Наиболее распространенным представлением спектрограммы является двумерная диаграмма: на горизонтальной оси представлено время, по вертикальной оси — частота; третье измерение с указанием амплитуды на определенной частоте в конкретный момент времени представлено интенсивностью или цветом каждой точки изображения.

Спектрограмма обычно создаются одним из двух способов: аппроксимируется, как набор фильтров, полученных из серии полосовых фильтров, или рассчитывается по сигналу времени, используя оконное преобразование Фурье. Спектрограмма сигнала $s(t)$ может быть оценена путём вычисления квадрата амплитуды оконного преобразования Фурье сигнала $s(t)$, следующим образом

$$spectrogram = |STFT(t, \omega)|^2$$

В LabVIEW спектрограмма рассчитывается ВП HRV STFT Spectrogram, используя оконное преобразование Фурье, (рис. 8).

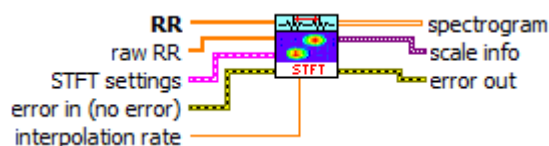


Рис.8. ВП построения спектрограммы RR интервалов HRV STFT Spectrogram

Для комплексного анализа ВСП, который включает все основные виды анализа в системе LaBVIEW, разработан ВП HRV Analyzer (рис. 9)

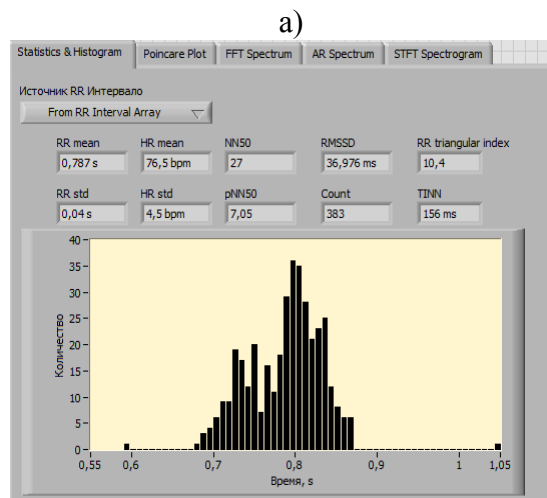
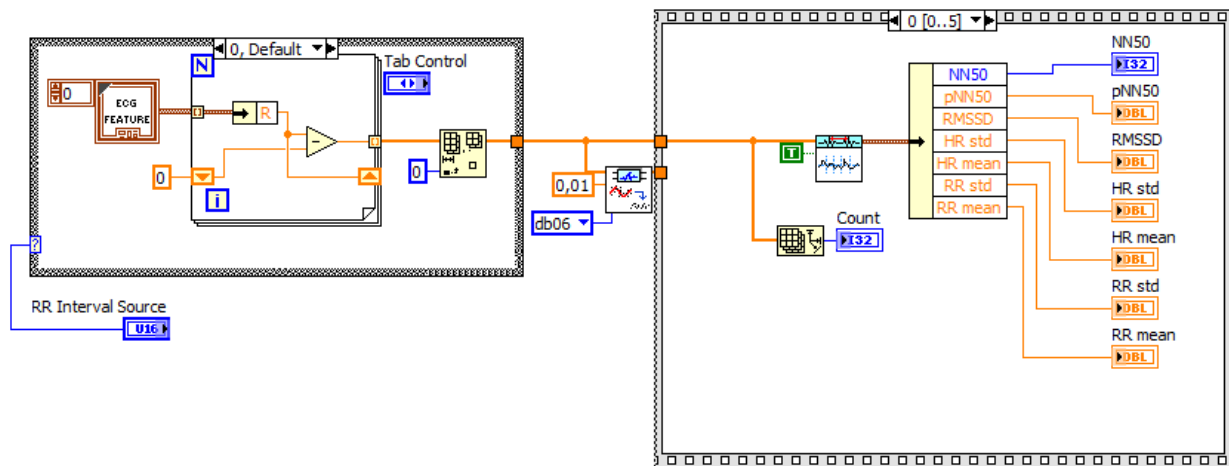


Рис. 9. ВП HRV Analyzer: блок диаграмма (а), лицевая панель (б)

Библиографический список

1. Трэвис Дж. LabVIEW для всех / Дж. Трэвис, Дж. Кринг - М.: ДМК Пресс, 2011.
2. Баевский, Р. М. Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем. Метод. Рекомендации / Р. М. Баевский, Г. Г. Иванов, Л. В. Чирейкин, А. П. Гаврилушкин и др. [Электронный ресурс]. - Режим доступа: <http://www.incart.ru/article.jsp?id=1267>, свободный.- Загл. с экрана.

ANALYSIS OF HEART RATE VARIABILITY IN LABVIEW

Linvin A.V., Moroz K.A.
Don State Technical University (DSTU)
alit2010@rambler.ru

Review the use of LabVIEW software for analysis of heart rate variability in LabVIEW is made. It is shown that LabVIEW is a comprehensive development environment that provides software to perform a full analysis of heart rate variability.

ИНТЕГРАЦИЯ МЕДИЦИНСКИХ ПРОТОКОЛОВ, РЕКОМЕНДАЦИЙ, СТАНДАРТОВ, ПОСОБИЙ, КОНТРОЛИРУЮЩЕЙ И ИСПОЛНИТЕЛЬНОЙ ТЕХНИКИ, ИМИС, А ТАКЖЕ ВРАЧЕБНОГО ИСКУССТВА В МЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ

Лишук В.А., Ступаков И.Н., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Юрлов И.А.

НЦ ССХ им. А.Н. Бакулева РАМН, Проблемная комиссия «Медицинская кибернетика и информатика» РАМН, valischuk@bakulev.ru

Резюме. Показано, что объединение медицинских протоколов, рекомендаций, стандартов, пособий, контролирующей и исполнительной техники, ИМИС, а также врачебного искусства в медицинские технологии дает возможность получить конкурентное преимущество в международной торговле медтехникой.

Ключевые слова: медицинские протоколы, рекомендации, стандарты, пособия, контролирующая и исполнительная техника, ИМИС, врачебное искусство, медицинские технологии.

Обзор. Последние десятилетия основное внимание уделяется протоколам (медицина РФ и ФОМС России), рекомендациям (Европа), стандартам (МЗ РФ), контролирующей и исполнительной аппаратуре (закупается в массовом порядке; закупки обсуждаются на уровне Правительства, ни как сделать, а порядок закупок), вместо интеллектуальных систем управления лечением и административными решениями - ЕГИСЗ (по этому поводу мы выпустили монографию, в которой отражены мнения нашего коллектива и ещё 20 ведущих специалистов РФ). Врачебное искусство, по сути, ушло в прошлое (смотрите публикации). Технологиями (как ранее алгоритмами, мониторами, инновациями и т.п.) называют почти любую технику. Многие коллективы и разработчики пропагандируют «себя любимого», как панацею. Это происходит, например, с ЕГИСЗ, нанотехнологиями, Электронной Картой Пациента, Универсальной Картой Гражданина, высокими (дорогими) технологиями и т.п. Например, ничем нельзя оправдать разобщённость мониторов и УЗИ или не синхронизованность контрольно-измерительной и исполнительной аппаратуры [4, 5, 6, 7, 10].

Постановка задачи. В зависимости от текущего и/или конечного полезного результата участвующие в его достижении инструкции, средства фиксации анамнеза, визуального и инструментального обследования, экстренных мер терапии, мониторинга, коррекции процедур диагностики и премедикации, средств получения, передачи, организации, обработки, анализа и представления информации, исполнения и контроля терапии, а также этические, финансовые и правовые ограничения должны быть объединены [1, 2]. Объединение должно выполняться интерфейсом человек – информационная система [9]. Оно должно включать синхронизацию времени, цикличности патологических и физиологических процессов, их постоянные времени, задержки, взаимовлияния, фармакодинамику лечебных препаратов и ответ на них организма и, наконец, психофизиологические возможности персонала [3, 8]. В перспективе эти технологии должны быть привязаны к человеку (Универсальная Карта Пациента) и подстраиваться под его индивидуальность, возможности, образ жизни и заболевания. Это значит - объединить современное разделение медицинского контроля и помощи, профилактики, диагностики, терапии, реабилитации и реализации здорового образа жизни или, вернее, стремиться к объединению не в статистическом для когорт, а в персональном, индивидуальном смысле. Повседневное, как контроль за авиалайнером или «умным домом».

Значимость. Сейчас, несмотря на громадный прогресс медицины, заболевания доставляют всё больше неприятностей как гражданам, так и государству. Недовольство здравоохранением не снижается. Медицина в заметной степени перешла от излечения к лечению. Возникла ситуация неинфекционных эпидемий, порождаемых благосостоянием и достижениями медицины.

Решение. Переход к индивидуальной терапии – один из выходов из этого тупика. Он требует описанного выше объединения, т.е. требует перейти от статистически обоснованных рекомендаций (Evidence Based Medicine) к индивидуальной терапии. Переход не простой. Очень, как показал наш 50-ти летний опыт, не простой. В заключении подытожим основные трудности и возможности их преодоления.

Основные трудности. Осознать крайне неприятное отношение между качеством, доступностью и массовостью медицины и здоровьем: чем лучше медицина, тем слабее здоровье (антиэволюционный эффект). Отсутствие у сейчас возглавляющей здравоохранение признанной медицинской элиты знаний по математике и навыков по использованию МИС. Неповоротливость медвузов, которые до сих пор не перестроили программы обучения в соответствии с возможностями интеллектуальных средств, методов и технологий. Перевод медицины с терапии и профилактики на зарабатывание денег. Наличие промежуточного распределителя финансов – ФОМС. Наконец, инвазия зарубежной техники, идеологии и средств.

Перспектива. Переход к индустрии здоровья, как сейчас формирующемуся экономическому укладу (формации), преобразующий затратное здравоохранение в прибыльную социально-экономическую отрасль, основу инновационной экономики.

Текущий экономический уклад обычно определяется как постиндустриальная (5-7-го цикла) социально-экономическая формация. Характеризуется био - и нанотехнологиями, генной инженерией, компьютеризацией и т.п. Цель развития технологий и их использования – прибыль, стабильный рост ВП, в целом, обогащение. Обогащение государств, фирм и граждан.

Исходная посылка (классическая) предлагаемого решения: смена общественно-экономической формации обуславливается вызреванием внутри действующей экономики новых целей, более эффективных производительных сил, отношений распределения и производительности труда. Рассмотрим каждое условие.

Новая цель. С начала 3 тысячелетия значительная часть граждан развитых и развивающихся стран осознала, что достижение богатства и карьеры за счёт здоровья не имеет смысла. Что социальное и материальное положение нужны постольку, поскольку они обеспечивают здоровую, активную, и счастливую жизнь. Что здоровье является высшей ценностью и целью. Личное и общественное.

Новые производительные силы – переход от труда к творчеству. Творчество становится определяющим экономическую и политическую конкурентоспособность, т.е. способность к созиданию инноваций.

Распределение. Товарно-денежные отношения сохраняются, но ведущим развитием, не по распространённости, а по значимости, становится принцип: всё необходимое тем, способности которых соответствуют потребностям общества (предложил ещё Платон). Сейчас – это способности к инновациям.

Производительность повышается в разы, в связи с применением компьютеризированных и роботизированных технологий. Их развитие определяется инновациями. Последние – интеллектуальным здоровьем. Наиболее востребованными становятся услуги, препараты, лекарства, продукты, изделия для профилактики, диагностики, лечения, реабилитации, сохранения и улучшения здоровья, обеспечения активного долголетия.

Новые орудия труда (теперь творчества) - интеллектуальные средства и методы. Цифровые модели глобального и внутреннего развития, опережающая имитация и, на её основе, синтез решений в режиме реального времени. В том числе интеллектуальные методы лечения, диагностики, профилактики, реабилитации, административного управления с совокупной направленностью на оптимизацию жизнедеятельности по критерию улучшения здоровья в рамках общечеловеческих этических норм [1, 11÷14].

Проблема в РФ. В связи с кризисом здоровья и демографическим коллапсом сознательная ориентация на формирующийся экономический уклад особо актуальна для России.

Решение. Становление индустрии здоровья нуждается в контроле и поддержке СФ (в соответствии с полномочиями Федерального собрания). Президент РФ считает задачу разрешения демографического кризиса первостепенной. СФ должен развернуть меры по купированию последствий кризиса от необходимой, но бесполезной борьбы со следствиями в направлении устранения причин и изменения ситуации в корне, т.е. способствовать переходу к управлению социально-экономической ситуацией по критерию интеллектуального и эмоционального здоровья.

Конкретизация (сегодня реализованные интеллектуальные средства и методы). Производительные силы, интеллектуальные способности и образовательный потенциал страны должны быть направлены на освоение, создание и использование интеллектуальных средств и методов:

- программ развития экономики на основе цифровых моделей (по типу Мир 2 и т.п.);
- вертикально-горизонтального управления социальными процессами;
- технологий умных жилищ, городов, гаджетов, госпиталей;
- средств беспилотного транспорта и методов преодоления «тромбоза» (пробок);
- средств охраны среды экологической, информационной, культурной, ноосферной;
- международных и отечественных сетей (ГЛОНАС, др.);
- сетей «без границ», т.е. всеобщей международной связи; и т.п.

В медицине: внедрение интеллектуальных средств и методов (должны опережать информатизацию) обеспечивает переход к персонифицированной медицине, индивидуальной терапии, преодолению неинфекционных эпидемий, прогнозу заболеваний, своевременному выявлению болезней (метод опережающей имитации).

В культуре: эмоционально-интеллектуальная составляющая здоровья граждан и государства предопределяет духовное здоровье, как собственно человеческую составляющую жизнеспособности, а также определяет в соответствии с «общечеловеческой этикой» ограничения.

Интеллектуальные методы и средства кардинального улучшения здоровья разработаны многими коллективами. Время их широкого «выброса» на рынок определяется осознанием бизнесом и Правительством социально-экономической значимости Индустрии здоровья. Медицинская промышленность и клиники Германии, Израиля, США уже сейчас прибыльны. Эти страны ведут целенаправленные исследования, которые позволят им использовать для лидерства (цель этих государств) Индустрию здоровья.

Прогнозируемые результаты.

- Переход к инновационной экономике. Более полная характеристика - к прогрессивной сейчас формирующейся социально-экономической формации.
- В области медицины - становление персонального здравоохранения, индивидуальной терапии и преодоление неинфекционных эпидемий. Переход от «затратного» к прибыльному здравоохранению.
- В области здоровья - сохранение и улучшение личного здоровья непрерывно в течение всей жизни, устранение регулярной составляющей старения.
- Экономическая состоятельность, которая обуславливается соответствием производства, распределения и потребления. Критерий управления бизнес-процессами дополняется, по существу, подчиняется здоровому содержанию жизни, как первостепенной ценности и цели.

- Обеспечение социального и политического благополучия (стабильного развития), которое предопределяется согласованностью целей и мотиваций граждан с приказами и мерами "верховного государственного управления" (регулятора).
- Преодоление духовно-социального кризиса.

Объединение медицинских протоколов, рекомендаций, стандартов, пособий, контролирующей и исполнительной техники, ИМИС, а также врачебного искусства в медицинские технологии – возможность получить конкурентное преимущество в международной торговле медтехникой.

Библиографический список

1. Бокерия, Л.А. Система показателей кровообращения для оценки состояния, выбора и коррекция терапии при хирургическом лечении ишемической болезни сердца (нозологическая норма)/ Бокерия Л.А., Лищук В.А. Газизова Д.Ш. Руководство. М., 1998. 49 с.
2. Бураковский В.И., Бокерия Л.А., Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Люде М.Н., Работников В.С., Соколов М.В., Цховребов С.В. Компьютерная технология интенсивного лечения: контроль, анализ, диагностика, лечение, обучение. - М.: 1995. – 85 с.
3. Газизова Д.Ш. Математическое моделирование как метод оценки качества и выявления клинических и управленческих ошибок/ Газизова Д.Ш., Лищук В.А., Сазыкина Л.В., Теряева Н.Б.// Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Доклады 10-й межд. науч.-техн. конф. Книга 1. – Владимир: 2012. – С. 181-182.
4. Лищук В.А., Бокерия Л.А. Математические модели и методы в интенсивной терапии: сорокалетний опыт. К 50 – летию НЦССХ им А.Н. Бакулева. Часть 1. 1966 – 1986 гг. // Клиническая физиология кровообращения. Номер 1. – 2006 г. – М.: Издательство НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. – С. 5 – 16.
5. Лищук В.А., Бокерия Л.А. Математические модели и методы в интенсивной терапии: сорокалетний опыт. К 50 – летию НЦССХ им А.Н. Бакулева. Часть 2. 1986 – 1996 гг. // Клиническая физиология кровообращения. Номер 2. – 2006 г. – М.: Издательство НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. – С. 22 – 33.
6. Лищук В.А. Бокерия Л.А. Математические модели и методы в интенсивной терапии: сорокалетний опыт. К 50-летию НЦССХ им А.Н. Бакулева. Часть 3, диагностика, 1986 – 1996 гг. // Клиническая физиология кровообращения. Номер 4. – 2006 г. – М.: Издательство НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. – С. 12 - 25.
7. Лищук В.А. Бокерия Л.А. Математические модели и методы в интенсивной терапии: сорокалетний опыт. К 50-летию НЦССХ им А.Н. Бакулева. Часть 4, терапия, 1986 – 1996 гг. // Клиническая физиология кровообращения. Номер 2. – 2007 г. – М.: Издательство НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. – С. 5 - 21.
8. Лищук В.А. Информационные компьютерные технологии для оценки качества лечения /В.А. Лищук, Д.Ш. Газизова, Л.В. Сазыкина// Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Доклады 10-й межд. науч.-техн. конф. Книга 1. – Владимир: 2012. – С. 61-63.
9. Лищук В.А. Математическая теория кровообращения. – М: Медицина, 1991. – 256 с.
10. Лищук В.А. Стратегия информатизации медицины. 17 принципов и решений. 2-е изд./ Лищук В.А., Калинин С.В., Шевченко Г.В., Газизова Д.Ш. и др. – М.:Момент. – 2012. - 524 с.
11. Лищук В.А., Лобачева Г.В., Никитин Е.С., Газизова Д.Ш., Сазыкина Л.В., Леонов Б.И., Горбач А.А. Информация - живая вода медицины (часть 1)//Биотехносфера. 2009. №4 (4). С. 21-34.
12. Gazizova D.Sh. Use of information computer technologies for the estimation of quality of treatment/ Gazizova D.Sh., Lischouk V.A., Sazykina L.V., Makarenko A.A.// European researcher: Multidisciplinary scientific periodical. – 2011. - N5. - P. 765-769.
13. Gazizova Dinara S. Adaptive reactions in response to acute heart failure and their importance for therapy./ Vladimir A. Lishchuk, Galina V. Lobachova, Yevgeniy S. Nikitin, Lidia V. Sazykina Word Congress of Cardiology. Scientific Sessions 2012, 18-21 April 2012, Dubai, United Arab Emirates. P.791
14. Lischouk V.A Optimization of therapy on the basis of mathematical model individualized in real time/ Lischouk V.A., Gazizova D.Sh., Sazykina L.V., Makarenko A.A.// European researcher: Multidisciplinary scientific periodical. – 2011. - N5. - P. 776-779.

INTEGRATION OF MEDICAL PROTOCOLS, RECOMMENDATIONS, STANDARDS, THE GRANTS CONTROLLING AND EXECUTIVE EQUIPMENT, INTELLECTUAL MEDICAL INFORMATION SYSTEMS, AND IATROTECHNICS INTO MEDICAL TECHNOLOGIES

Lishchuk V.A., Stupakov I.N., Gazizova D. Sh., Sazykina L.V., Yurlov I.A.

Bakulev Scientific Center of Cardiovascular Surgery RAMS, Problem Commission «Medical Cybernetics and Informatics»
RAMS, Moscow, valischuk@bakulev.ru

Combination of medical protocols, recommendations, standards, the grants controlling and executive equipment, intellectual medical information systems, and also iatrotechnics in medical technologies – opportunity to get competitive advantage in international trade in iatrotechnics.

**АНАЛИЗ СОБСТВЕННЫХ ВЕКТОРОВ КОВАРИАЦИОННЫХ МАТРИЦ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ
НА БАЗЕ ВЫЧИСЛИТЕЛЬНОГО КОМПЛЕКСА «МОНОКУБ-РС»**

Исакевич Д.В.

Владимирский государственный университет, voiceofhope@yandex.ru

Уменьшение вероятности ошибки при диагностике состояния сердечно-сосудистой системы является актуальной задачей, что обусловило разработку методов анализа сигналов (прежде всего, электрокардиограмм). Одно из перспективных направлений анализа предполагает использование методов, которые основаны на представлении сигнала в адаптивном базисе собственных векторов ковариационной матрицы [1]. Таким методом является известный анализ сингулярного спектра (метод «Гусеница») [2]; вместе с тем, имеет смысл анализ базиса собственных векторов как такового — что требует меньших вычислительных затрат, чем реализация анализа сингулярного спектра в полном объёме.

Предложенный подход основан на анализе собственных векторов ковариационных матриц, а также матриц моментов высшего порядка, получил название «айгеноскопии» и положен в основу ряда полезных моделей [3, 4]. Предварительные исследования показали потенциальную эффективность этого подхода при мониторинге пограничных состояний пациентов для выявления признаков, предшествующих (за несколько десятков минут) возникновению фатальных аритмий и при досимптомной диагностике персонала в ответственных видах деятельности [5]. Сделан вывод о необходимости дальнейших исследований метода и оценки его реализуемости для мониторинга состояния пациентов в реальном времени.

Рассмотрим данный метод подробнее. Для исходного временного ряда $X = (x_1, x_2, \dots, x_N)$ строится матрица ансамбля A , столбцы которой представляют собой отрезки временного ряда на интервалах анализа, содержащих M отсчётов каждый

$$A = \begin{pmatrix} x_{t_1} & x_{t_2} & \vdots & x_{t_L} \\ x_{t_1+1} & x_{t_2+1} & \vdots & x_{t_L+1} \\ \dots & \dots & \ddots & \dots \\ x_{t_1+M-1} & x_{t_2+M-1} & \vdots & x_{t_L+M-1} \end{pmatrix}, \quad (1)$$

где t_1, \dots, t_L — номера отсчётов, с которых начинаются интервалы анализа (упорядоченные по возрастанию);

L — объём ансамбля — общее число интервалов анализа.

Матрица ансамбля A выражает поведение временного ряда на интервалах анализа и рассматривается как многомерная выборка, по которой строится нецентральная ковариационная матрица

$$C = \frac{AA'}{L}. \quad (2)$$

Ковариационная матрица C — симметричная неотрицательно определённая матрица. Её собственные векторы \vec{v}_i и собственные значения α_i определяются равенством

$$C\vec{v}_i = \alpha_i \vec{v}_i \quad (3)$$

при $i=1 \dots M$.

Собственные векторы характеризуют взаимно некоррелированные составляющие временного ряда, а собственные значения равны средней энергии этих составляющих на интервале анализа. Нормируем спектр (упорядоченную по убыванию совокупность) собственных значений α_i к общей сумме собственных значений

$$\beta_i = \frac{\alpha_i}{\sum_{i=1}^M \alpha_i} = \frac{\alpha_i}{\text{Tr } C}, \quad (4)$$

где $\text{Tr } C$ — след ковариационной матрицы C .

Нормированные собственные значения β_i равны относительному энергетическому вкладу соответствующих составляющих временного ряда.

Для квазипериодических временных рядов собственные векторы и собственные значения существенно различны в зависимости от положения интервалов анализа на временном ряде (то есть от t_1, \dots, t_L). Показано, что при наличии выраженных R-пикув кардиосигнала целесообразно синхронизировать интервалы анализа с R-пиками, а при аритмии — перемещать интервалы анализа по временному ряду с шагом один отсчёт ($t_k = k + 1$) [4, 5]. При этом собственные значения и собственные векторы являются диагностическими признаками.

Для реализации описанного метода анализа в реальном времени существенно, что при $t_{k+1} - t_k < M$ время вычисления ковариационной матрицы можно уменьшить. Действительно, выражения (1) и (2) позволяют записать ковариационную матрицу поэлементно

$$C = (c_m)_{n \times n} = \frac{1}{L} \sum_{k=1}^L (x_{t_k+m-1} x_{t_k+n-1}). \quad (5)$$

В соответствии с выражением (5) для вычисления ковариационной матрицы применима функция обновления симметричной матрицы первого ранга стандартной библиотеки BLAS [6]. Однако, при $t_{k+1} - t_k < M$ одни и те же произведения вида $x_{t_k+m-1} x_{t_k+n-1}$ используются в вычислении ковариационной матрицы многократно — в слагаемых суммы (5) с разными k . Так, произведение с индексами m_1 и n_1 в k_1 -ом элементе суммы совпадает с произведением с индексами m_2 и n_2 в k_2 -ом элементе суммы, если $t_{k_1} + m_1 = t_{k_2} + m_2$ и $t_{k_1} + n_1 = t_{k_2} + n_2$. Каждое такое повторяющееся произведение в составе выражения (5) целесообразно вычислять единожды.

Использование описанного подхода при $t_k = k + 1$ позволяет уменьшить число операций умножения с LM^2 до

$$\frac{M(M+1)}{2} + (L-1)M. \quad (6)$$

Рассмотрим возможность вычисления ковариационной матрицы на вычислительном комплексе «Монокуб-РС» производства ЗАО «МЦСТ» [7] при длине интервала анализа $M=100$ отсчётов, объёме ансамбля $L=2000$ и $t_k = k + 1$. При этом длина временного ряда $N=L+M-1=2099$ отсчётов, что при частоте дискретизации 100 Гц соответствует обработке 21 секунд ЭКГ. Число операций умножения (с описанной оптимизацией) должно быть равно 204950. Для тестирования использована следующая программа

```
#define M 100
#define L 2000
#define S 1
#define N M+S*L
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include <sys/time.h>
void main()
{
    struct timeval tbegin,tend;
    struct timezone tz;
    int i, j, k, l;
    float x[N], cm[M][M];

    //Временной ряд x[k]
    for(k=0; k<N; k++)
        scanf("%f", &(x[k]));

    gettimeofday(&tbegin, &tz);

    //Инициализация ковариационной матрицы
    for(i=0; i<M; i++)
        for(j=0; j<M; j++)
            cm[i][j] = 0.0f;

    //Цикл вычисления ковариационной матрицы
    for(l = 0; l < L; l++)
        for(i=0; i<M; i++)
            for(j=0; j<M; j++)
                cm[i][j] += x[l*S+i]*x[l*S+j];

    gettimeofday(&tend, &tz);
    long time = tend.tv_sec-tbegin.tv_sec)*1000000+
        (tend.tv_usec-tbegin.tv_usec);
    float ftime = (float) time / 1000000.0f;
    printf("N = %2d, M = %2d, S = %2d, L = %2d, secs = %3.4f,"+
        " gflops= %2.3f \n",
```

```
N, M, S, L, ftime, (2.0f * L * M * M)/(1000000000.0f) );
```

```
for(i=0; i<M; i++)
  for(j=0; j<M; j++)
    printf("%f\n",cm[i][j]);
}
```

Программа была скомпилирована без дополнительной оптимизации; полученное время вычисления ковариационной матрицы 877-900 мс. Если использовать при компиляции ключи оптимизации `-O3` и `-fsr-ext`, которые позволяют исключить многократное вычисление одних и тех же подвыражений, то время вычисления может быть уменьшено до 2.4 мс (11.7 нс на одну операцию умножения) — без внесения изменений в исходный код.

Полученная оценка производительности не является окончательной и может быть существенно улучшена посредством более тщательной оптимизации. При этом следует реорганизовать исходный код с учётом использования оптимизированных для архитектуры «Эльбрус» библиотек функций.

При интервалах анализа, синхронизированных с R-пиками, объём ансамбля L равен числу R-пиков во временном ряде (при анализе в режиме реального времени — до 20). Поэтому ковариационная матрица вычисляется за относительно небольшое время. В этом случае применима функция `eml_Algebra_SYR_32F`, реализующая обновление симметричной матрицы первого ранга и входящая в состав математической библиотеки EML для архитектуры «Эльбрус» [8]. Так, использование этой функции при $M=100$ и $L=2000$ позволяет вычислять ковариационную матрицу за 12.9 мс (1.28 нс на одну операцию умножения).

Функции библиотеки EML можно использовать и для вычисления собственных векторов. Приведём фрагмент программы, вычисляющий собственный вектор и наибольшее нормированное собственное значение ковариационной матрицы с использованием степенного метода [9]

```
//Инициализация вектора
eml_Vector_Set_32F(0.0f,ev1,M);
ev1[PEAK] = 1.0;

//Итерации
for (k=0; k<ITER; k++) {
  eml_Algebra_SYMV_32F(ORDER,UPLO,M,1.0,cm,M,
                      ev1, 1,0.0,ev2,1);
  eml_Vector_SumAbs_32F(ev1,M,norm);
  eml_Vector_DivC_32F(ev2,*norm,ev1,M);
}

//Последняя итерация
eml_Algebra_ASUM_32F(M,cm,M1,tr);
eml_Vector_Norm_32F(ev1,M,norm);
eml_Vector_DivC_32F(ev1,*norm,ev2,M);
eml_Algebra_SYMV_32F(ORDER,UPLO,M,1.0,cm,M,
                    ev2,1,0.0,ev1,1);
eml_Vector_Norm_32F(ev1,M,norm);
```

При 100 итерациях степенного метода вычисления собственного вектора ковариационной матрицы размера $M=100$ и оценка наибольшего нормированного собственного значения производятся за 1.2 мс — то есть примерно 1.2 нс на одну операцию умножения. Время вычислений может быть дополнительно уменьшено за счёт ускорения сходимости метода [10]. При этом использованы функции умножения симметричной матрицы на вектор, оценки нормы городских кварталов и евклидовой нормы, деления вектора на скаляр и вычисления суммы элементов вектора.

Возможность быстрого вычисления ковариационной матрицы, её собственных векторов и собственных значений критически важна для многоканальной кардиоагеноскопии в реальном времени и может быть использована в системах различного назначения (см., например [11, 12]). Полученные оценки времени вычисления позволяют сделать вывод о возможности многоканальной кардиоагеноскопии в реальном времени (с запасом на один-два порядка) на базе ВК «Монокуб-РС».

Автор выражает благодарность сотрудникам ЗАО «МЦСТ» за предоставленную возможность работы с ВК «Монокуб-РС» и помощь в использовании среды разработки и оптимизации.

Библиографический список

4. Информационные возможности анализа и отображения электрокардиограмм в базисах сингулярного разложения вложенных векторов. А.М. Ахметшин, К.А. Ахметшин, Днепропетровский национальный университет, Украина. http://uacm.kharkov.ua/download/2011_8/akhmetshyn_9.pdf
5. «Гусеница» — метод анализа и прогноза временных рядов. <http://www.gistagroup.com/gus/index.html>
6. Анализатор собственных векторов и компонент сигнала. Полезная модель №116242. Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Батин А.С. <http://bankpatentov.ru/node/207042>
7. Кардиоэигеноскоп. Полезная модель №128470. Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Батин А.С., ООО «БизнесСофтСервис», Балакирев А.Н. <http://bankpatentov.ru/node/378077>
8. Cardio-eigenoscopy: significance of this new method in prognosis of risks of fatal arrhythmia progression in AMI patients. D.V. Issakevich, V.V. Chepenko, M.Y. Rudenko, K.K. Mamberger. <http://cardiometry.net/no2-may-2013/cardio-eigenoscopy>
9. BLAS (Basic Linear Algebra Subprograms), www.netlib.org/blas
10. ВК «Монокуб-РС». <http://www.elbrus.ru/vk-monokub-pc>
11. Библиотека EML. http://www.mcst.ru/vysokoproizvoditelnye_biblioteki
12. Вержбицкий В.М. Численные методы (линейная алгебра и нелинейные уравнения): Учеб. пособие для вузов — 2-е изд., испр. — М.: ООО «Издательский дом «ОНИКС 21 век», 2005.
13. Фаддеев Д.К., Фаддеева В.Н. Вычислительные методы линейной алгебры. Издание 3-е, стереотипное. — Спб.: Издательство «Лань», 2002.
14. Обнаружитель переотражений. Полезная модель №128724. Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Батин А.С. <http://bankpatentov.ru/node/378404>
15. Сигнализатор значимых отличий. Полезная модель №133642. Исакевич В.В., Исакевич Д.В. <http://bankpatentov.ru/node/414199>

ECG COVARIANCE MATRIX EIGENVECTOR ANALYSIS USING MONOCUBE-PC COMPUTING SYSTEM

Issakevich Daniel Valerievich

Vladimir State University, voiceofhope@yandex.ru

Eigenvector analysis method applied to ECG analysis has shown to be potentially effective for patients critical state monitoring in order to discern fore signs of fatal arrhythmia and also for diagnostics of responsible personnel. ECG is considered as a quasiperiodic signal so it is important how the ensemble matrix is built. Therefore in order to consider ECG behavior in normal mode it is necessary to synchronize ensemble with R-peaks.

The opportunity to develop a real-time implementation of this method and some ways of code optimization are considered. We show that it is possible to implement a multichannel real-time eigenvector analyser on Monocube-PC computing system using proper optimization techniques.

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ИМПЕДАНСА БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ ПРИ ЭЛЕКТРОРЕЗЕКЦИИ

Карпухин В.А., Коваленко А.А.

МГТУ им. Н.Э. Баумана

vak@bmstu.ru, anastasiya_kov20@mail.ru

Высокочастотная электрохирургия принадлежит к тем медицинским технологиям, без которых сегодня невозможно выполнение хирургических вмешательств в большинстве клинических специальностей, таких как общая хирургия, нейрохирургия, онкология, гастроэнтерология, урология, гинекология и многих других [1]. Активно развиваются и применяются новые технологии электрохирургии, такие как холодно-плазменная абляция, молекулярно-резонансный метод и другие. Развитие ориентировано в первую очередь на максимально адекватное воздействие, т.е. на повышение эффективности и направленности воздействия при минимальном риске осложнений [2]. К числу недостатков электрохирургии следует отнести ожоги в зоне оперативного вмешательства. Возможность возникновения ожогов обусловлена перегревом биологических тканей, которые часто приводят к тяжелым отсроченным осложнениям, вплоть до летального исхода. Максимальная температура в области вероятного ожога зависит от электрической мощности, которую хирург подводит к биологической ткани. Поэтому актуальной проблемой на сегодняшний день остается контроль выходной мощности воздействия, основанный на динамическом измерении электрического импеданса биоткани в процессе электрохирургического вмешательства. Существующие методы измерения электрического импеданса, такие как метод трех вольтметров, мостовые схемы требуют достаточно продолжительного времени измерения, что не позволяет использовать их в динамическом режиме.

Поэтому целью данной работы является разработка алгоритма для динамического расчета электрического импеданса биологической ткани при гармоническом воздействии и исследование его погрешности.

Для разработки метода была использована методология, предложенная в работе [3]. В основу метода измерения электрического импеданса биологических тканей был положен метод трех вольтметров. В качестве источника измерительного сигнала был использован идеальный источник напряжения. Форма измерительного сигнала - гармоническая. Частота воздействующего сигнала 440 кГц.

В соответствии с принципом содержательной интерпретируемости, в качестве модели была использована двухкомпонентная линейная схема замещения с сосредоточенными параметрами, состоящая из параллельно соединенных линейной проводимости и линейной емкости [4] (рис. 1).

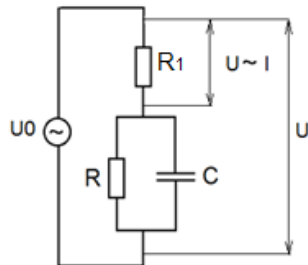


Рис. 1 Схема замещения биообъекта

Для идентификации параметров эквивалентной схемы замещения был использован метод наименьших квадратов. Согласно методу наименьших квадратов, получается следующая система линейных уравнений:

$$\begin{cases} \sum_{i=1}^n \frac{d}{dg} (I_i - g \cdot U_i - C \cdot \frac{dU_i}{dt_i})^2 = 0 \\ \sum_{i=1}^n \frac{d}{dC} (I_i - g \cdot U_i - C \cdot \frac{dU_i}{dt_i})^2 = 0 \end{cases} \quad (1)$$

В результате, решение системы уравнений (2) будет выглядеть следующим образом:

$$\begin{cases} \sum_{i=1}^n g \cdot U_i^2 + C \cdot \sum_{i=1}^n \frac{dU_i}{dt} \cdot U_i = \sum_{i=1}^n I_i \cdot U_i \\ g \cdot \sum_{i=1}^n \frac{dU_i}{dt} \cdot U_i + C \cdot \sum_{i=1}^n \frac{dU_i}{dt} \cdot \frac{dU_i}{dt} = \sum_{i=1}^n I_i \cdot \frac{dU_i}{dt} \end{cases} \quad (2)$$

где g - линейная проводимость биологической ткани, C - емкость биологической ткани, U_i - напряжение воздействующего сигнала, I_i - измеренный ток, i - порядковый номер.

Время нагрева биологических тканей до температуры более 80 °С составляет десятки миллисекунд, поэтому было предложено проводить измерения тока и напряжения ни за один период, а за k периодов, что позволило отказаться от дорогостоящих и быстродействующих АЦП. Закон измерения напряжения в цепи биологического объекта задавался следующим образом:

$$U_i = U_0 \cdot \sin(t_i \cdot \frac{2\pi}{T}) \quad (3)$$

где $t_i = k \cdot (\Delta + T)$ - моменты измерения тока и напряжения воздействующего сигнала, i - количество точек; Δ - величина, обратно пропорциональная частоте дискретизации; k - целое число 0,1,2...; T - период воздействующего сигнала, U_0 - амплитуда напряжения воздействующего сигнала.

Анализ выражения (3) позволяет выявить следующие факторы, которые влияют на погрешность измерения. Первым фактором является наличие электрических шумов и импульсных помех сигналов воздействующих напряжений и токов. Второй фактор - продолжительность измерения. Третий фактор - частота дискретизации.

Вычислительный эксперимент по вычислению относительной погрешности электрического импеданса проводился в среде MathCAD 15. Относительная погрешность рассчитывалась по формуле:

$$\delta_j = \left| \frac{x_j - x_{jp}}{x_j} \right| \quad (4)$$

где x_j - заданный параметр, x_{jp} - рассчитанный параметр.

Для оценки влияния электрических шумов на точность определения проводимости g и емкости C использовался генератор случайных чисел с амплитудой 1 В, 5В, 15В. Выражение для воздействующего сигнала приобретало следующий вид:

$$U_i = U_0 \cdot \sin(t_i \cdot \frac{2\pi}{T}) + \text{rnd}(U_w) \quad (5)$$

Результаты расчетов относительной погрешности для C и g в зависимости от продолжительности измерения при различных уровнях шума и $\Delta = 10^{-8}$ представлены на рис.2.

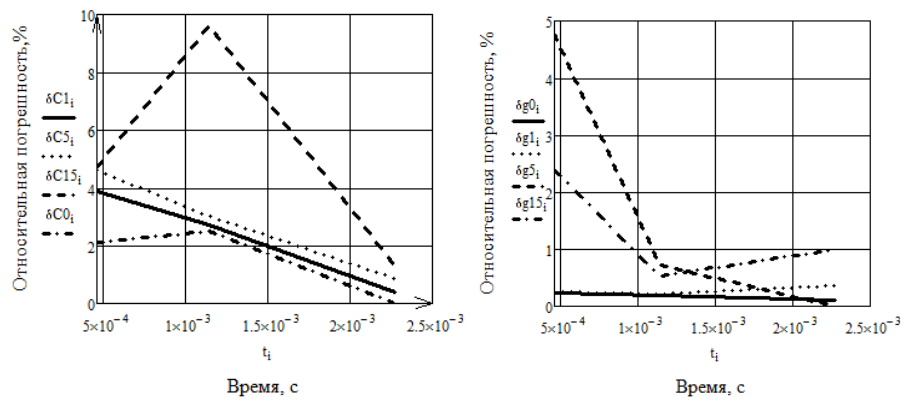


Рис.2 Зависимости относительной погрешности для С (слева) и g (справа) в зависимости от продолжительности измерения при различных уровнях шума и $\Delta = 10^{-8}$

δC_0 и δg_0 - относительные погрешности для емкости и проводимости соответственно при уровне шума $U_{ш} = 0$ В $\Delta = 10^{-8}$

δC_1 и δg_1 - относительные погрешности для емкости и проводимости соответственно при уровне шума $U_{ш} = 1$ В $\Delta = 10^{-8}$

δC_5 и δg_5 - относительные погрешности для емкости и проводимости соответственно при уровне шума $U_{ш} = 5$ В $\Delta = 10^{-8}$

δC_{15} и δg_{15} - относительные погрешности для емкости и проводимости соответственно при уровне шума $U_{ш} = 15$ В $\Delta = 10^{-8}$

Для оценки влияния продолжительности измерения сигналов на точность определения проводимости g и емкости C, бралось $\Delta = 10^{-8}$, $\Delta = 10^{-7}$, $\Delta = 10^{-6}$, $\Delta = 10^{-5}$. Результаты расчетов относительной погрешности для C и g в зависимости от продолжительности измерения при различных Δ представлены на рис. 3.

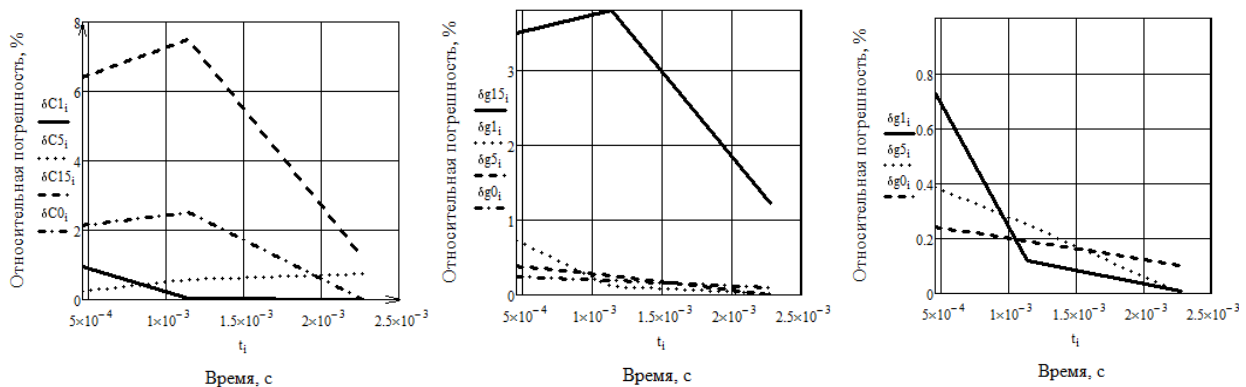


Рис.3 Зависимости относительной погрешности для С (слева) и g (справа - 2 графика) в зависимости от продолжительности измерения при различных Δ

δC_0 и δg_0 - относительные погрешности для емкости и проводимости соответственно при $\Delta = 10^{-8}$

δC_1 и δg_1 - относительные погрешности для емкости и проводимости соответственно при $\Delta = 10^{-7}$

δC_5 и δg_5 - относительные погрешности для емкости и проводимости соответственно при $\Delta = 10^{-6}$

δC_{15} и δg_{15} - относительные погрешности для емкости и проводимости соответственно при $\Delta = 10^{-5}$

Для оценки влияния частоты дискретизации на точность определения проводимости g и емкости C, бралось $fd = 100$ кГц, $fd = 1$ МГц, $fd = 10$ МГц, $fd = 100$ МГц. Результаты расчетов относительной погрешности для C и g в зависимости от количества точек при различных частотах дискретизации представлены на рис. 4.

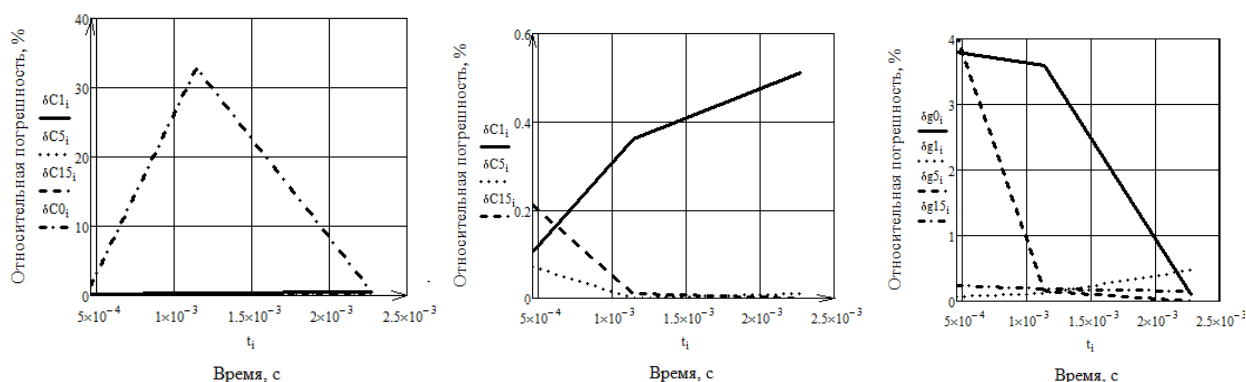


Рис.4 Зависимости относительной погрешности для C(слева - 2 графика) и g (справа) в зависимости от количества точек при различных частотах дискретизации

δC_0 и δg_0 - относительные погрешности для емкости и проводимости соответственно при $fd = 100$ кГц
 δC_1 и δg_1 - относительные погрешности для емкости и проводимости соответственно при $fd = 1$ МГц
 δC_5 и δg_5 - относительные погрешности для емкости и проводимости соответственно при $fd = 10$ МГц
 δC_{15} и δg_{15} - относительные погрешности для емкости и проводимости соответственно при $fd = 100$ МГц

Таким образом, в результате проведенного вычислительного эксперимента по вычислению электрического импеданса, было установлено:

- относительная погрешность проводимости g и емкости C при влиянии электрических шумов с амплитудой 1 В, 5 В, 15 В в зависимости от продолжительности измерения меняется от 0.001% до 4.7% и от 0.1% до 3.9% соответственно.
- относительная погрешность проводимости g и емкости C при изменении $\Delta = 10^{-8}$, $\Delta = 10^{-7}$, $\Delta = 10^{-6}$, $\Delta = 10^{-5}$ в зависимости от продолжительности измерения меняется от 0.001% до 2.5% и от 0.1% до 8.3% соответственно.
- относительная погрешность проводимости g и емкости C при изменении частоты дискретизации $fd = 100$ кГц, $fd = 1$ МГц, $fd = 10$ МГц, $fd = 100$ МГц в зависимости от продолжительности измерения меняется от 0.001% до 30% и от 0.1% до 3.8% соответственно.

Библиографический список

1. John G. Webster Encyclopedia of medical devices and instrumentation - second edition., 2006.- С. 544
2. Ed. Joseph D. Bronzino Справочник по биомедицинской технике - второе издание., 2000. - Гл. 81
3. Белов С.В. Исследование принципов электрохирургических воздействий и разработка научных основ проектирования аппаратов и устройств для высокочастотной электрохирургии: Диссертация на соискание учёной степени доктора технических наук. – М.: 11-й формат, 2004. – 53с.
4. В. А. Карпухин, А. Е. Косоруков Метод идентификации параметров нелинейной схемы замещения электрического адмиттанса кожи : Медицинская техника, 2010 г., №2, с. 260

ALGORITHM DESIGN OF ELECTRICAL BIOIMPEDANCE MEASUREMENTS DURING ELECTRORESECTION

Karpuhin V. A., Kovalenko A.A
 Bauman Moscow State Technical University
vak@bmstu.ru, anastasiya_kov20@mail.ru

A new algorithm for dynamic measurement of bioelectrical impedance was developed. Procedural error was analyzed. It was established that the main factors affecting bioelectrical impedance measurements are: existence of electrical noise and impulse noises from current and voltage signals, test duration, sampling frequency. As a result of the bioimpedance calculation researches it was shown that: fractional error of conductance g and capacity C affected by the noises with the amplitudes of 1V, 5V and 15V varies from 0.001% to 4.7% and from 0.1% to 3.9% respectively according to test duration; fractional error of conductance g and capacity C with variation of $\Delta = 10^{-8}$, $\Delta = 10^{-7}$, $\Delta = 10^{-6}$, $\Delta = 10^{-5}$ from 0.001% to 2.5% and from 0.1% to 8.3% respectively according to test duration; fractional error of conductance g and capacity C with changes in sampling frequency of $fd = 100$ kHz, $fd = 1$ MHz, $fd = 10$ MHz, $fd = 100$ MHz varies from 0.001% to 30% and from 0.11% to 3.8% respectively according to test duration.

МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ ОПТИМАЛЬНЫХ ПАРАМЕТРОВ ФИЛЬТРА ИСПРАВЛЕНИЯ НЕРАВНОМЕРНОСТИ ОСВЕЩЕНИЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ РОТОВОЙ ПОЛОСТИ

Кравцова Т.А., Колпаков А.В., Штадельманн Ж.В., Спиридонов И.Н.
 БМТ-1 «Биомедицинские Технические Системы»
 МГТУ им. Н.Э. Баумана
 joel.stadelmann@gmail.com

Необходимость наблюдения строения твердых и мягких тканей ротовой полости при стоматологическом вмешательстве обусловило применение в практической медицине оптических и рентгенологических методов формирования изображений. Однако оптический и рентгенологический методы обладают рядом недостатков, таких как зависимость от цветовой температуры, неприменимость для наблюдения внутренних структур мягких тканей или использование ионизирующих излучений [2].

Этими недостатками обусловлена разработка нового метода, называемого диафаноскопией, который базируется на прохождении инфракрасного излучения через ткани ротовой полости для формирования изображения. Вследствие особенностей строения системы инфракрасной диафаноскопии, полученные изображения неравномерно освещены. Для получения изображения с равномерной освещенностью возможно использование рассеивающих оптических систем, однако в этом случае необходимо было бы увеличивать размер аппарата, что несовместимо с использованием в клинической практике. Неравномерность освещения является причиной различия контрастов между различными областями изображения, что существенно затрудняет дальнейшую обработку [2, 4]. Для уменьшения уровня неравномерности освещенности изображении можно использовать метод гомоморфной фильтрации [3].

Гомоморфная фильтрация является методом реализации нелинейных фильтров путем гомоморфного преобразования данных и затем наложения линейного фильтра [1, 3]. Гомоморфную фильтрацию можно применить для снятия теней на изображениях при предположении мультипликативного смешения характеристик объекта и освещения:

$$S(x, y) = I(x, y) \cdot R(x, y) \quad (1.1)$$

где $S(x, y)$ – зарегистрированный сигнал, $I(x, y)$ – пространственное распределение падающего излучения и $R(x, y)$ – пространственное распределение оптических характеристик изображаемого объекта.

Для фильтрации падающего излучения сначала считается логарифм зарегистрированного сигнала

$$\log\{S(x, y)\} = \log\{I(x, y)\} + \log\{R(x, y)\} \quad (1.2)$$

Затем применяется фильтр верхних частот (при условии, что освещение варьируется по всему изображению с низкой пространственной частотой) и берется экспонента, в результате чего получают значение $R(x, y)$. Для фильтрации низких частот применяется фильтр Гаусса

$$H(v_x, v_y) = 1 - \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{(v_x - v_{cx})^2 - (v_y - v_{cy})^2}{2\sigma^2}} \quad (1.3)$$

где v_{cx}, v_{cy} – координаты центра фильтра и σ^2 – параметр дисперсии гауссиана.

Фильтр определен таким образом, чтобы координаты его центра соответствовали постоянной составляющей части спектра изображения. В качестве единственного изменяемого параметра фильтра принимается параметр дисперсии σ^2 .

Метод оценки оптимального параметра фильтра $\sigma_x \cdot \sigma_y$ основан на вычислении коэффициента корреляции между изображением, принятым за эталон, и изображением, полученным путем удаления мультипликативной помехи с помощью гомоморфного фильтра [3, 5]. Действительно, если коэффициент корреляции между двумя изображениями имеет значение, близкое к единице, различие между изображениями минимально. Так как одно из изображений является эталонным, задача сводится к поиску такого значения параметра фильтра Гаусса, при котором максимален коэффициент корреляции:

$$k = \frac{\sum_c \sum_r (A(c, r) - \bar{A}) \cdot (B(c, r) - \bar{B})}{\sqrt{(\sum_c \sum_r (A(c, r) - \bar{A})^2) \cdot (\sum_c \sum_r (B(c, r) - \bar{B})^2)}} \quad (1.4)$$

где A и B – изображения, \bar{A} и \bar{B} – средние значения интенсивности и c, r – индексы строк и столбцов.

Метод гомоморфной фильтрации апробирован на тестовом изображении, имитирующем наблюдение неоднородностей с различными оптическими свойствами в рассеивающей среде при наличии мультипликативной помехи.

В качестве эталонного изображения берутся два прямоугольника черного и белого цвета, расположенные один под другим на сером фоне (Рисунок 3 – а). Значения пикселей для черного и белого прямоугольников и для фона составляют 0, 1 и 0.5 соответственно. Для создания модели реального изображения к изображению-эталону мультипликативно добавляется помеха в виде градиента, т.е. линейного изменения цвета от белого до черного (значения пикселей в диапазоне от 0 до 1) (Рисунок 3 – б).

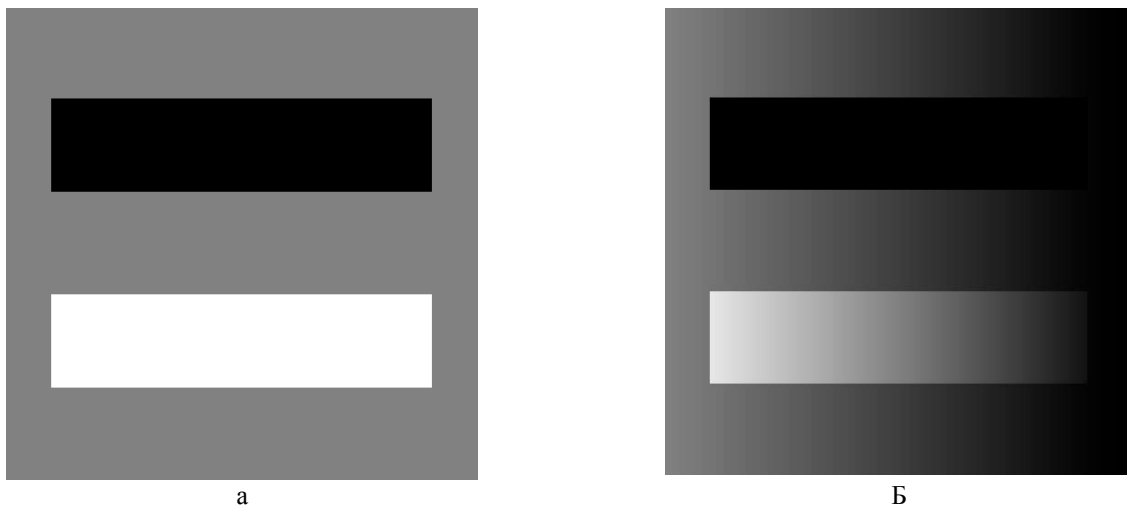


Рисунок 3 – Эталон до и после наложения градиентной помехи

При варьировании значения параметра фильтра изображение, содержащее помеху, подвергается гауссовой фильтрации, а результат фильтрации для каждого значения параметра фильтра сравнивается с изображением-эталонном путем вычисления коэффициента корреляции между ними. Далее строится график зависимости коэффициента корреляции от значения параметра фильтра (Рисунок 4).

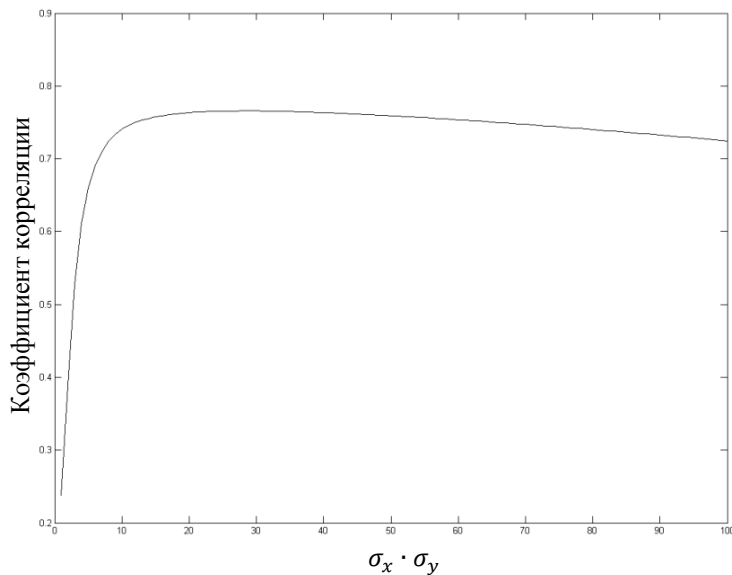


Рисунок 4 – Значения коэффициента корреляции

Экспериментально установлено, что коэффициент корреляции имеет один максимум при $\sigma_x \cdot \sigma_y = 29$, которому и соответствует значение оптимального параметра фильтра Гаусса. Результаты фильтрации при максимальной корреляции показаны на Рисунок 5



Рисунок 5 – Результат фильтрации с оптимальным значением $\sigma_x \cdot \sigma_y = 29$

Основной причиной использования гомоморфной фильтрации для диафаноскопии ротовой полости является предположение о наличии мультипликативной помехи освещения со свойствами изображаемого объекта. Из этого предположения делается вывод, что оптимальные параметры фильтра в конкретном случае зависят либо от освещения, либо от изображаемого объекта. Поэтому в ходе дальнейшей работы планируется определить форму неравномерности освещения для фильтрации изображений инфракрасной диафаноскопии тканей ротовой полости.

Библиографический список

1. D.A. Forsyth, J. Ponce, Computer Vision: A Modern Approach, Upper Saddle River: Prentice Hall, 2002.
2. G.M. Henman, Near-Infrared Transillumination of Dental Tissues Methods for image processing and assisted diagnosis, Master Thesis, Department of Signals and Systems, Chalmers University of Technology/Bauman Moscow State Technical University, 2012.
3. Handbook of Medical Image Processing and Analysis, under the redaction of I.N. Bankman (Ed.), 2nd Edition, Academic Press, San Diego, USA, 2008.
4. R.S. Jones, G.D. Huynh, G.C. Jones, D. Fried, Near-infrared transillumination at 1310-nm for the imaging of early dental decay, Optics Express, Vol. 11, No. 18, 2003.
5. G.G.L. Seet, A. Sluzekb, C. Tan Quantitative image quality evaluations of enhanced images in turbidwater medium, Proc. of SPIE, Vol. 5852, SPIE, Bellingham, WA, 2005, doi: 10.1117/12.621413

METHOD OF OPTIMAL PARAMETERS ASSESSMENT OF AN UNSHADOWING FILTER FOR MOUTH CAVITY IMAGES

T.A. Kravtsova, A.V. Kolpakov, J.V. Stadelmann, I.N. Spiridonov
 BME-1 « Biotechnical Systems and Devices »
 Bauman Moscow State Technical University
joel.stadelmann@gmail.com

The observation of soft and hard tissue is a necessity in dental operations and is hitherto performed visually or on X-ray images. However both visual and X-ray methods stay behind expectations as they either depend on colour temperature, do not allow the observation of soft tissues' inner structure or require the utilisation of ionising radiations.

Therefore has been undertaken the development of a new method called diaphanoscopy, basing itself on the transparency properties tissues in the IR spectrum to generate images of both soft and hard tissue inner structure. Due to the construction specificity of the apparatus, the images obtained are unequally illuminated. Unequal illumination is the cause of contrast difference between the image's different regions and at term causes its misprocessing.

Homomorphic filters are widely used to correct image illumination. They rely on a reversible non-linear transformation – in the case of illumination filtering it is a logarithm-exponential transformation – before applying a linear filter to generate an overall non linear filter. A high-pass filter, for instance Gaussian, is then to be used in order to remove the illumination component from the image.

Remains the difficulty of assessing the filters parameters, that will provide the best filtration results. It is proposed here to generate a calibration image, then to multiplicatively mix it with some sort of illumination noise, to filter it with all possible parameter values and finally to assess the optimal value by means of searching the correlation maximum between the calibration image and the filtration results.



ПРОБЛЕМЫ ОБРАБОТКИ И АНАЛИЗА ГРАФИЧЕСКИХ РЕАЛИЗАЦИЙ
ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ.

Кузнецов А.А., Гуменный В.Г., Пермяков С.А.
Владимирский государственный университет, artemi-k@mail.ru

О значении соизмеримости частот управляющих сигналов и функции автоматии. Поступающий в синусоатриальный (СА) узел сигнал генераторного потенциала характеризуется дискретными разрядами переменной амплитуды, частоты и скважности. С одной стороны активная среда электрического синцития (ЭС) электропроводящей системы сердца (ЭПСС) обеспечивает благоприятные условия проведения этого сигнала. С другой стороны группа пейсмекеров СА-узла (водитель ритма первого рода) может автономно и синхронно генерировать электрические импульсы заданной частоты и скважности при монотонно слабо затухающей амплитуде. Электрический синцитий СА-узла «отстроен» на заданный (70 мин^{-1}) период прохождения разрядных импульсов [1], соответствующий среднему значению R-R интервала 857 мс. Однако, управляющий сигнал, поступающий в СА узел, может иметь любую (в известных рамках) фазовую составляющую при переменных ее динамических характеристиках, ограниченных условиями приема и проведения, т.е. частотными характеристиками передаточной функции соответствующих элементов принимающей, кодирующей и проводящей системы. Достижение управляющим внешним сигналом СА-узла происходит при нормально включенном механизме согласования их фазовых характеристик. Такой взгляд на частотное сопряжение внешних сигналов, поступающих в ЭС СА-узла, вероятно, можно сопоставить с устройством типа «биологического каскада колебательных контуров». При этом ЭС является подчиненной биофизической структурой, т.к. амплитуда автономно генерируемых частотных разрядов значительно ниже уровня потенциала действия. Энергия разрядного импульса не может вызвать для сердца *in vivo* механическое сокращение с достижением нужного перепада давления на открытие обратных полулунных клапанов. Поэтому функция автоматии «в чистом виде» отслеживается только для сердца *in vitro* [1]. Тогда какую роль эта функция выполняет для сердца *in vivo*? Ответ очевиден. Она служит передаточной и трансформирующей функцией активной среды с использованием механизмов генерации мало-амплитудных автоматических импульсов без результирующей генерации последних. Иными словами, ресурс генерации импульсов автоматии, как динамической базы «приемника», расходуется при частотном возбуждении активной среды внешним сигналом. В таком случае вступает в силу функция трансформации внешнего сигнала. Вероятно, следует ожидать наименьшей амплитудной и частотной трансформации при совпадении средней частоты разрядов управляющего сигнала и ЭС, по той причине, что ЭС СА-узла «настроен» на фиксированную частоту [2]. ЭС наиболее эффективно пропустит сигнал, соответствующий структуре. Следует предположить, что в общем случае амплитудно-частотные характеристики (АЧХ) могут меняться. Для этого приходится ввести понятия состояния ЭС: возбужденное и невозбужденное. Это следует из-за необходимости подстройки или настройки на эффективное проведение. Если этого нет, и ЭС не реагирует подстройкой, то результатом является локальная блокада проведения.

Авторы занимаются исследованием деятельности сердца человека в рамках донозологии. Однако и в этих рамках алгоритмическая последовательность: потенциал действия – механическое сокращение (систола) – пульсовая волна (информационная компонента), могут испытывать сильные изменения АЧХ каждого звена. Как известно функция текущего контроля за психоэмоциональным и физическим состоянием организма возложена на вегетативную нервную систему (ВНС) с приданными ей механизмами регуляции и адаптации [1 – 3]. Этот контроль является звеном цепи обратной связи реакций организма посредством центральной нервной системы (ЦНС) на изменчивость влияний внешней среды [3 – 5]. Латентность реакций сегментов ВНС позволяет проводить не скорые, но быстрые высокоамплитудные изменения внешних сигналов, но не позволяет их усваивать. Высокочастотные разрядные импульсы доходят до СА-узла сердца, приводя к тахикардии, но лишь в указанном латентном (отложенном) интервале времени. В таких случаях интересно рассмотреть частоты сигналов в ЭПСС, соизмеримые с собственными частотами автоматии групп пейсмекеров в СА-узле и атриовентрикулярном (АВ) узле. Средне-выборочное значение размера кардиоцикла ($\langle R-R \rangle$) по статистическим данным 748 регистраций и при среднем объеме выборки 1544 ± 6 отсчетов оказалось равным 795 ± 3 мс, т.е. меньше, чем 857 мс.

Простейшие предельные ситуации задает кратность частот. Пусть величина R-R интервала, приходящего сигнала будет в два раза меньшей (428 мс) или в два раза большей (1714 мс). Оба случая могут характеризовать экстрасистолию I и II рода. Теперь предположим, что величина R-R интервала, приходящего сигнала падает, приближаясь к предельному нижнему значению. Это должно приводить к сильному истощению ресурса ЭС с нарастающей локальной блокадой проведения управляющего сигнала. Амплитуда сигнала будет падать до той поры, пока не сравняется с амплитудой генерации АВ узла. Нарастает эффект изоляции сердца с привлечением механизма автоматии. Как только это произойдет, сердце переходит в самосохраняющийся частотный режим АВ узла (40 мин^{-1}) или размеру кардиоцикла 1500 мс. Ритмическая составляющая организма падает и сильно (почти в 4 раза) не соответствует внешним стимулам. Развиваются сильные проявления усталости. ЭС СА то «включается» с подавлением АВ режима, то «выключается» с проявлением АВ режима. Возникает аритмия в форме синдрома «тахи-бради». Вариационное учетверение длины пульсовой волны приводит к десинхронизации системной работы органов, основанной на соизмеримости основных ритмов деятельности

каждого органа с ритмом сердца в норме. Латентное вмешательство ВНС может еще более усилить этот эффект расфазировки.

Удвоенное уменьшение размера кардиоцикла при увеличенной в 2 раза частоте разрядного потенциала в СА, вероятно, является критическим для динамической структуры сердца. При монотонном уменьшении размера кардиоцикла сначала выбирается (уменьшается) сигнал общей паузы, затем сокращаются до минимума интервалы изоэлектрической линии на ЭКГ, затем происходит альтернация зубца Т, свидетельствующая о незавершенности цикла «деполяризация – реполяризации миокарда». При этом происходит ослабление амплитуд зубцов с уменьшением их полуширин, т.е. ослабление разрядных потенциалов и времени их действия. Интенсивность сокращений желудочков уменьшается. Перепад давления в пульсовой волне (если открываются полулунные клапаны) уменьшается. Перистальтика кровеносных сосудов падает. Гемодинамика в среднем сильно замедляется, теряя информационную компоненту ритма. Кровообмен органов замедляется, а ритмические процессы не синхронизируются. «Включаются» интерорецепторы ВНС с резким абсолютным усилением работы симпатического сегмента и гуморальная регуляция с выделением в кровь большого количества гормонов и пептидов. При росте общей энергетики крови частота управляющего сигнала возрастает и опять приходит на уже «истощенный ЭС» и далее, на АВ, истощая и его ресурсы. В этом случае включается вагусная форма защиты с генерацией экстрасистол II рода. Эта форма защиты работоспособности сердца позволяет увеличить интервалы времени возобновления ресурса ЭС для создания минимально необходимого перепада давления на полулунных клапанах. Но как только какой-то из них не сможет полностью открыться несколько раз подряд (суперэкстрасистолия) начинается фибрилляция желудочков, обозначающая внутрисердечную десинхронизацию стимулирующей и сократительной процедур.

При общей межсердечной перегородке (пути проведения) и общем сигнале потенциала действия (ПД) внутрисердечная десинхронизация может быть вызвана не только нарастающим падением амплитуды ПД, но и десинхронизацией сокращений левого и правого желудочка. Это может быть связано с разной структурой их миокарда в части электрического сопряжения стимула – сокращения и при разных массах миокарда. Если первое можно различить только на электрокардиограммах (ЭКГ) высокого разрешения в виде раздвоения пика R, то второе может быть обнаружено только при использовании методов регистрации сократительной функции миокарда. Десинхронизация сокращений левого и правого желудочка может привести к десинхронизации последовательных пульсовых волн.

Обоснованность применения статистического и спектрального методов анализа. В области донозонологии существуют большие проблемы, как в определении, так и в надежной оценке функционального состояния организма (ФСО) [6]. Для здоровых людей это связано, прежде всего, с сильной вариативностью психической и эмоциональной составляющих [4]. Длительные устойчивые условно положительные и отрицательные проявления этих составляющих вероятно, можно обозначить стрессом и депрессией, соответственно. Они сильно и системно (в целом) влияют на физиологические процессы в организме человека, выводя их за рамки «нормы». Такие проявления имеют обычно социальный оттенок, поэтому им подвержены и группы людей, принимающих на себя фактор ответственности.

Молодые люди (1 – 2 курса обучения в университете) недалеко ушли от детей, поэтому более беспечны, а, следовательно, в меньшей степени подвержены резким социальным изменениям. Уровень ответственности у подготовленных школой к процессу обучения слабо выражен. Это обстоятельство и было использовано авторами для снижения влияния социального фактора на результаты исследования. Группу 140 обследованных (748 двадцатиминутных регистраций) составляли в основном (более 90%) студенты второго курса (18 – 19 лет). Одинаковый возраст, менталитет (одна выбранная специальность), одинаковое расписание занятий, диктующее практически одинаковый распорядок дня и принятый со второго курса образ жизни, позволили в статистической части исследований использовать приближения - «изготовления объектов по одному рецепту». Это и определило обоснованность применения статистического метода в приближении выполнения эргодической гипотезы.

В донозонологической диагностике стандартная оценка variability сердечного ритма (BCP) представлена статистическим и спектральным методом в области временного и частотного анализа ритмограмм, соответственно [3, 7, 8]. Во временной области проверка проводилась сравнением средних параметров для одинаковых по длине записи серийных (по времени), групповых (по ансамблю) и комбинированных регистраций ЭКГ. По этим регистрациям отдельно набирались цифровые ряды средних значений R-R интервалов ($\langle R-R \rangle$), стандартных отклонений ($\langle \sigma \rangle$) и информационной энтропии ($\langle I^* \rangle$). Определялись формы их функций распределений и средние значения с учетом доверительных интервалов по каждому цифровому ряду. Сравнение результатов при осреднении по времени и по статистическому ансамблю данных регистраций показало одинаковые результаты по всем указанным параметрам с небольшим смещением границ доверительных интервалов. Совпадение границ усиливалось при учете сезонных регистраций [7].

В практике спектрального анализа BCP распространён метод автокорреляционной функции с выделением спектра плотности мощности с известной правой границей, определенной одним отсчетом кардиоцикла. Этот метод предполагает процедуру фильтрации исходного сигнала с эффективным выделением длинноволновой составляющей наиболее устойчивого ритма с оценкой левой границы спектра. Но при этом «по умолчанию» обычно обходят стороной вопрос об используемой длине записи. Если предположить, что выделенная таким образом частота не является «основным тоном», а лишь гармоникой, то становится принципиально невозможно при переменных условиях выделить реальный источник сигнала. Такой

«грустный» вывод можно в определенном смысле если не обойти, то хотя бы наметить алгоритм минимизации его действия. Для биофизического объекта определение левой границы спектра выполняется просто – назначением его диапазона состояний. Например, для человека, назначаем, что он устойчиво здоров физически и находится в состоянии покоя: физического, психического и эмоционального. Непреодолимые сложности связаны, прежде всего, с рефлексогенной активностью и психической индивидуальностью. «Психические поля» представляют практически не исследованную область. Поэтому авторами, исходя из опыта проведения более 1500 регистраций молодых и здоровых людей и ментальных тестов, длина записи ЭКГ была выбрана 20 минут [3, 7, 8]. При более продолжительной записи в положении тела «сидя» – рефлексорная активность резко и нелинейно нарастает, при записи в положении тела «лежа» – также резко падает (человек засыпает). ЭКГ претерпевает значительные изменения: в первом случае ритм учащается, во втором – урывается. Вариабельность сердечного ритма при прочих равных условиях в значительной степени предопределена рефлексорной вариативностью психической и эмоциональной составляющих.

Если собственный частотный спектр реального сигнала «аккуратно обрезать» слева так, чтобы полученный частотный участок был бы неизменен, то можно говорить о процессе, исследуемом в интервале стационарности. Однако, в таком случае сигнал теряет внешние эволюционные признаки (управляющие) и внутрисистемные реакционные признаки (регулирующие). При таком подходе не учитывается и динамический характер системной «подложки» ритма – хаотической составляющей. Если расширить для работы сердца понятие стационарности, введя признаки управления и регуляции в форме волновых влияний, то в зависимости от их амплитуды, они должны проявиться на частотном спектре. Так проявляет себя дыхательный ритм на границе диапазонов низких (LF) и высоких (HF) частот, определяя отношение LF/HF [3, 7, 8]. Значительно сложнее выделить системные управляющие и внешние по отношению к работе сердца ритмы с характерными периодами длинных волн влияния, относящиеся к диапазонам очень низких (VLF) и ультранизких (ULF) частот. Основываясь на общей среде влияния и общей закономерности перераспределения спектральной энергии из диапазонов низких частот в диапазоны высоких частот организацией гармоник, резонно предположить системную соизмеримость волн влияния и регуляции биоритмов, и в частности, ритмов сердца и головного мозга. В рамках этого предположения в ожидании масштабного подобию графических реализаций биосигналов на временной оси следует привлекать к их исследованию соответствующие методы анализа гомоморфности отображений.

Самоподобие участков ритмограмм и ЭКГ. При исследовании гомоморфности графических реализаций электрокардиосигналов часто применяют фрактальный анализ. Его применение для реальных сигналов связано с большими проблемами интерпретации результатов [9, 10], основа которых, связана с адекватностью его применения для анализа геометрической инвариантности топологических структур графических реализаций сигналов в части неопределенности выбора интервала времени, или числа отсчетов анализируемого участка реализации. Даже при фрактальном анализе модельных реализаций, построенных на системах дифференциальных уравнений, возникают известные технологические и методические трудности [10 – 12]. Непрерывное эволюционное развитие системы, реактивное на действие постоянного управляющего сигнала, позволяет представить такой «элементарный» эволюционный процесс графически на фазовой плоскости в форме непересекающихся траекторий движения изображающей точки. При этом латентность реакции характеризуется постоянным интервалом времени. При переходе к реальным сигналам проблема графической интерпретации заключается в принципиальной невозможности построения формы сигнала на фазовой плоскости, удовлетворяющей определению фазового портрета. Вместо этого реализуются формы скаттерограмм или хаосграмм в зависимости от использования самого параметра с постоянной временной сдвижкой или скорости его изменения, соответственно [13]. При этом детерминирующие признаки внешнего управления и регуляции ведут себя в общем случае непредсказуемо. Основной проблемой становится определение характеристического времени запаздывания в результирующем сопряжении «управляющий стимул – реакция». В качестве решения предлагается следующее утверждение: если переменные условия, определенные внешними ритмическими процессами, задают и меняют масштаб фрактальности системы (сдвижки времени), то масштабом управляют ритмы. Тогда величина масштаба должна в первом приближении задаваться спектральным составом ритма. Самоподобие участков ритмограмм может свидетельствовать о постоянстве спектрального состава, определяя основной признак системности. Тогда возникает следующий вопрос: что управляет ритмом? При исследовании работы сердца функциональными процессами, ответственными за хаотическую и детерминистскую составляющие могут быть динамика систолического потенциала и ритм сердца. При анализе сопряжения между ними, или определении сопрягающего (регулирующего) детерминированного процесса и сопряженного (регулируемого), реализуемого без регуляции – на базе хаотической составляющей, необходимо помнить, что такое деление для циклического процесса работы сердца условно в предположении механизма обратной связи.

О сопряжении амплитудной и фазовой составляющих ЭКГ. Известно, что запись ЭКГ определена амплитудной и фазовой динамическими составляющими, представляющими информацию о трех из четырех основных функциях сердца [1, 14]. Сократительная функция сердца в клинической кардиологии обычно дублируется фонокардиографией, сфигмографией, реографией, плетизмографией и т.п. Кроме этого метод ВСР в лучшем случае позволяет оценивать лишь текущую результирующую параметрическую реакцию ритма, на неизвестно что и неизвестно в какой степени регулирующую. Иными словами, информация о механизмах влияния, управления и регуляции практически полностью отсутствует в части ритмической информационной

составляющей ЭКГ. Ортогональное размещение амплитудной и фазовой динамической составляющей на ЭКГ «маскирует» возможный эффект их сопряжения. При исследовании предполагаемого эффекта сопряжения динамики амплитуды пика R и ритма сердца следует исходить из четырех известных [1] системных факторов регуляции ритма сердца, которые условно обозначим следующим образом:

1. Механический инерционный. Информационно-энергетическое влияние предыдущего сокращения сердца. Обеспечивается непрерывностью течения крови;
2. Термодинамический объемный. Изменение объема закрытой полости грудной клетки и содержащихся в нем органов и сосудов при дыхании. Обеспечивается дыхательным центром;
3. Регуляторный системный латентного действия. Работа гуморальной системы регуляции в режиме текущего «лечения» и адаптации переносом пептидов и гормонов кровью в требуемое место. Обеспечивается функциями гипоталамуса и гипофизарной ножки;
4. Электробиохимический энергетический. Проведение потенциала действия по активной среде электропроводящей системы сердца до концевых разрядов на волокнах Пуркинье с выделением ионов Ca^{2+} в актин-миозиновую систему мышц миокарда с последующим их синхронным сокращением, обеспечивая систолы желудочков.

Несмотря на то, что эти факторы регуляции системно сопряжены, вероятно, основным замыкающим процесс сокращения, является фактор 4. Он же обеспечивает действие факторов 1, 3, для чего должен быть аperiодически синхронизирован с фактором 2.

Как видим, основным прогнозным элементом на ЭКГ является значение пика зубца R, или более широко, обозначая целиком электроразрядный процесс «деполяризации – реполяризации» ЭС желудочков: амплитудное значение QRS комплекса и его ширина [1, 3]. Исследование процессов развития десинхронизации резонно начинать с анализа зависимости амплитудных значений R зубца и соответствующего на ЭКГ R-R интервала. При действии регуляционного механизма прямой и обратной связи наблюдается медленная волна регуляции. Ранее было обнаружено, что амплитуда такой волны зависит от значения ее периода, но всегда значительно меньше вариационного размаха ритмограммы [15]. Форму этой зависимости еще предстоит определить, также как и источники и характеристики стационарных режимов регуляции, определяемые значениями периодов. Наиболее часто наблюдаемое значение периода при принятой длине записи ЭКГ составляет 1080 – 1200 с.

О необходимости эталонной формы ЭКГ. Искажения формы кардиоцикла на ЭКГ имеют как локальный детерминированный, так и системный характер. Локальные искажения преимущественно обратимы и отражены в высокочастотной области спектра ЭКГ и ритмограммы. Но при нарастании их плотности они реорганизуют морфологию, принимая форму 1 – 3 выраженных, частот высокоамплитудных импульсов. Измененная морфология графической реализации проведения электрического сигнала указывает на рост вероятности появления источников влияний, приводящих к искажению сигнала от нормы. Обработка кардиоциклов может быть проведена при сопоставлении «эталонного» сигнала ЭКГ с сигналами, определенными морфологическими изменениями под патофизиологический признак [16].

При формировании «эталонного» сигнала могут быть использованы объекты, факты и факторы:

1. Гистограммы и функции распределения параметров ритмограмм и ЭКГ [7];
2. Самоподобие участков ЭКГ [7];
3. Формы сопряжения динамики амплитуд пика R зубца и R-R интервалов [17];
4. Влияние дыхательного ритма с созданием физиологического дыхательного ритма (в норме) [1] и методом произведения спектральных кривых выделения спектрального пика дыхательного ритма при одинаковых параметрах ритма сердца ($i = 0, I_{\max}, \sigma_{cp}$) [7, 18].
5. Геометрическая инвариантность графических форм ритмограмм и элетроэнцефалограмм здоровых людей [18].
6. Стандартное распределение фаз кардиоциклов на ЭКГ [1].

Библиографический список

1. Шмидт Р., Тевс. Г. Физиология человека: В 3 т. Т. 2. – М.: Мир. 1996. 313 с.
2. Кузнецов А. А. О механизмах захвата внешней информации ритмом сердца // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии. Труды X международной конференции ФРЭМЭ'2012. В 3-х книгах. Кн. 1. – Владимир-Суздаль: Изд-во ВлГУ. 2012. С. 244 – 247.
3. Баевский Р.М., Берсенева А.П. Введение в донозологическую диагностику. – М.: Слово. 2008. 176 с.
4. Кузнецов А. А. Физические поля и социум – внешняя среда организма // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии. Труды X международной конференции ФРЭМЭ'2012. В 3-х книгах. Кн. 3. – Владимир-Суздаль: Изд-во ВлГУ. 2012. С. 181 – 186.
5. Кузнецов А. А. К понятиям механизмов и режимов управления, регуляции и контроля ритма сердца // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии. Труды X международной конференции ФРЭМЭ'2012. В 3-х книгах. Кн. 1. – Владимир-Суздаль: Изд-во ВлГУ. 2012. С. 206 – 207.
6. Кузнецов А.А. Физиологические категории функционального состояния // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии. Труды X международной конференции ФРЭМЭ'2012. В 3-х книгах. Кн. 1. – Владимир-Суздаль: Изд-во ВлГУ. 2012. С. 91 – 96.
7. Кузнецов А.А. Энтропия ритма сердца: монография. – Владимир: ВлГУ. 2009. 172 с.

8. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use // European Heart Journal. 1996. V.17. P. 354 – 381.
9. Федер Е. Фракталы: пер. с англ. – М.: Мир. 1991. 254 с.
10. Бецкий О.В., Лебедева Н.Н. Фракталы в биологии и медицине // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2002. № 10 – 11. С. 49 – 59.
11. Меклер А.А. Применение аппарата нелинейного анализа динамических систем для обработки сигналов ЭЭГ // Вестник новым медицинских технологий. 2007. Т. XIV, № 1. С. 73 – 79.
12. Кузнецов А.А., Плеханов А.А. О технике оценки фрактальной размерности фазовых портретов динамических систем // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии. ФРЭМЭ'2008. В 2-х кн. Кн. 1. – Владимир-Суздаль: ВлГУ. 2008. С. 152 – 157.
13. Зозуля Е. П. Геометрический анализ нелинейных хаотических колебаний кардиоритма как новый метод для автоматического обнаружения фибрилляции предсердий // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии. В 2 кн. Кн. 1. / под ред. Л.Т. Сушковой. – Владимир-Суздаль: Изд-во ВлГУ. 2008. С. 172 – 175.
14. Анохин П.К. Философские аспекты теории функциональной системы: избр. Труды. – М.: Наука, 1978. 400 с.
15. Кузнецов А.А. Исследование взаимосвязи ритма сердца и динамики амплитудных значений зубца R на электрокардиограмме // Инфокоммуникационные технологии. 2012. Т. 10, № 1. С. 55 – 60.
16. Кушаковский М.С., Журавлёва Н.Б. Аритмии и блокады сердца (атлас электрокардиограмм).– Л.: Медицина. 1981. 340 с.
17. Кузнецов А.А. Ортогональный и интегральный методы анализа электрокардиографической информации // Успехи современной радиоэлектроники. 2012. № 12. С. 75 – 88.
18. Кузнецов А.А. Системный анализ и обработка электрокардиографической информации. Дисс... д.т.н. – Н.Новгород: 2012. 297 с.

PROBLEMS OF PROCESSING AND THE ANALYSIS OF ELECTRICARDIOSIGNALS GRAPHIC REALIZATIONS

A. A. Kuznetsov, V.G. Gumennyj, S.A. Permjakov
The Vladimir state university, artemi-k@mail.ru

The author's position about value of a commensurability of frequencies of managing signals, automatic function and rhythms of an environment of influence is given. From this position application of statistical and spectral methods of the analysis of a heart rhythm diagrams is proved within the framework of standards of application of a heart rate variability method. The general opportunities and necessity of fractal analysis application with the parallel analysis of interface of peak and phase ECG components are shown. At transition from the rhythm diagram to the electrocardiogram necessity of reference form ECG is designated

Key words: a commensurability of frequencies, a heart rhythm, an environment, the electrocardiogram reference form

АРМ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ ЛОР- ЗАБОЛЕВАНИЙ МЕДИЦИНСКОЙ ИНТЕГРИРОВАННОЙ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ИНФОРМАЦИОННОЙ ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ

Проскуряков А.В., Самойленко А.П.
Южный федеральный университет alexander@mopevm.tsure.ru

Введение. Актуальность и инновационный характер темы, рассматриваемой в данном докладе очевидны, учитывая современное состояние развития медицинской диагностической техники, оснащённость данной техникой медицинских учреждений страны и не оперативная её доступность для населения. Современный этап развития научно-технической революции, напрямую связан с внедрением цифровых технологий в медицинскую технику и медико-технологические информационные системы (МТИС), к которым относятся медицинские автоматизированные диагностические информационные системы (МАДИС). Имеет место тенденция сокращения ручных процедур при реализации технологий диагностирования заболеваний и увеличения доли автоматизированных и автоматических процедур при внедрении новых методов и способов диагностики. Наличие данных тенденций предьявляет определённые требования к проектированию, внедрению и эксплуатации информационно - диагностических систем. Появление и активное развитие новых направлений в области лучевой диагностики, к которым относятся цифровая и пленочная рентгенография, компьютерная томография предполагает всё более широкое внедрение таких систем и тем самым приводит к увеличению доли автоматизированных и автоматических операций в процессе диагностики ЛОР – заболеваний [1].

Постановка задачи. Разработать автоматизированное рабочее место поддержки принятия решений диагностике ЛОР - заболеваний интегрированной автоматизированной информационной диагностической системы на базе:

1. информационного обеспечения содержащего необходимую исходную информацию для диагностики заболеваний;
2. математического обеспечения, описывающего алгоритм процедуры диагностики на основании предложенных методов и методик;
3. программного обеспечения, реализующего практически алгоритм процедуры диагностики на основании предложенных методов;
4. локальной вычислительной сети (ЛВС) типа Intranet медицинского учреждения: больница, поликлиника с с возможностью подключения к информационно - медицинским ресурсам других медицинских учреждений посредством Internet.

Реализация. Структура. МАДИС, обслуживающая АРМ, строится по принципу интеграции отдельных подсистем в единую целую систему, причём каждая подсистема удовлетворяет модульному принципу построения, развития и подключения в систему. Выделяются следующие подсистемы:

16. подсистема технического обеспечения;
17. подсистема математического обеспечения;
18. подсистема программного обеспечения;
19. подсистема информационного обеспечения;
20. подсистема организационного обеспечения.

Практическая значимость реализации МАДИС и предлагаемых способов метода диагностики будет заключаться в реализации его посредством мобильного автоматизированного рабочего места для врача отоларинголога. Тогда каждое ЛОР отделение клиники городов и сельских районов РФ может быть оснащено мобильным АРМ диагностической поддержки врача-отоларинголога, в соответствии с предлагаемым методом, что позволит практически повысить достоверность принятия решения. Кроме этого разрабатываемый АРМ позволит внести существенный вклад в получение образовательных навыков студентами медицинских университетов и колледжей при визуальном чтении рентгенографических снимков в пленочном и электронном отображениях. Структурная схема подсистем технического, информационного, программного обеспечения и АРМ показана на рис.1. Успешное внедрение и эксплуатация предлагаемого АРМ по диагностированию лобных пазух пациента на основе анализа рентгенограммы в первую очередь зависит от телекоммуникационной системы, развернутой в клинике, а конкретно в ЛОР - отделении, в котором он является терминалом или рабочей станцией сети. Необходимо соблюдать требование стандартизации единства информационного пространства на уровне ЛОР - отделения в процессе применения АРМ как рабочей станции, так как несоблюдение данного требования приведёт к потере всякий смысла использования подобной системы, следовательно необходимо сформулировать постановку задачи комплексирования телекоммуникационной сети клиники [2].

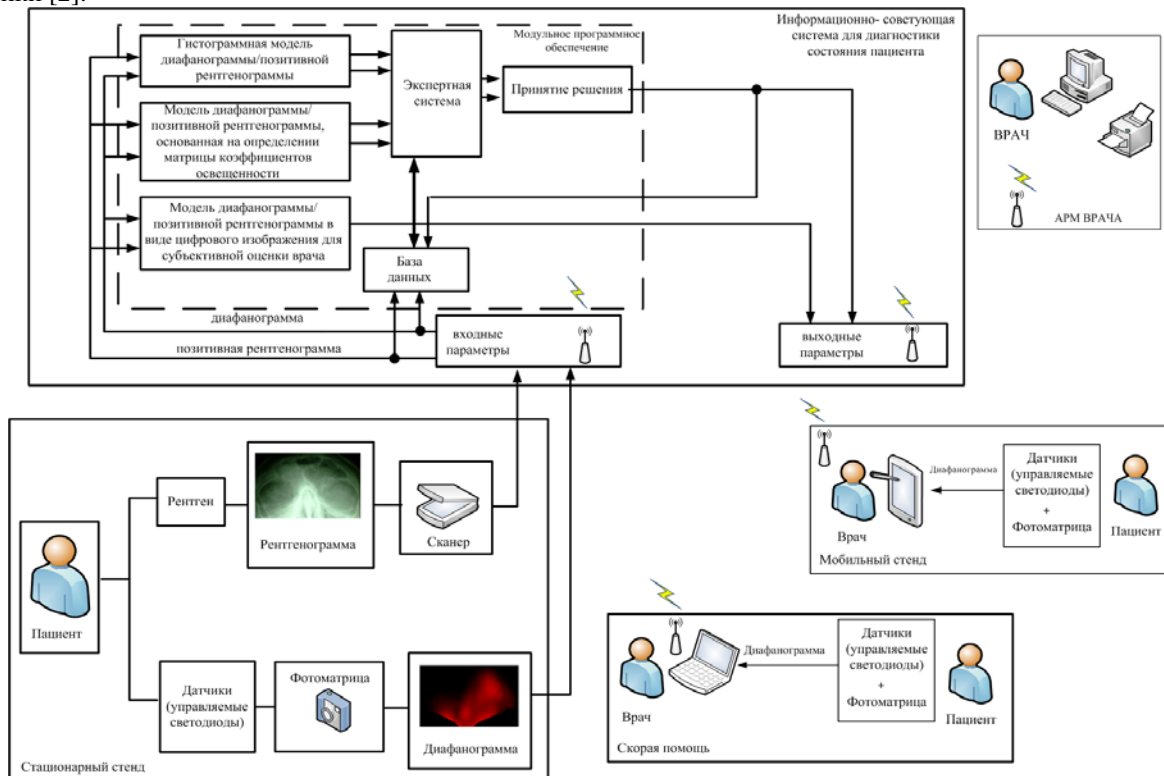


Рисунок 1. Структурная схема подсистем МАДИС и АРМ для диагностики патологий параназальных пазух

Информационное обеспечение. База данных. В процессе работы с БД после выбора пункта «Открыть из базы данных» из вкладки «Файл», появляется диалоговое окно «Поиск по базе пациентов». Диалоговое окно «Поиск по базе пациентов» показано на рис. 2. В нем можно выбрать заранее обработанные снимки пациентов.

Чтобы выбрать ранее обработанные снимки пациентов необходимо для этого ввести в поля «Возраст» возрастной интервал, в котором находится искомый пациент. После этого поля «ФИО (возраст)» и «Регистрационный №» будут отображать информацию о пациентах только из выбранной возрастной категории. Диалоговое окно с пациентами выбранной возрастной категории показана на рис 2. После выбора пациента в одном из вышеуказанных полей, в секции «Дополнительная информация» будут указаны дополнительные данные в соответствующих полях: «Адрес», «Пол», «Возраст», «Предполагаемый уровень патологии» и «Пояснение». Режим обновления данных реализуется путём инициализации кнопки «Пересчитать базу». Это позволяет обновить рассчитанные ранее данные всех пациентов с учетом новых загруженных программных модулей комплекса [3].

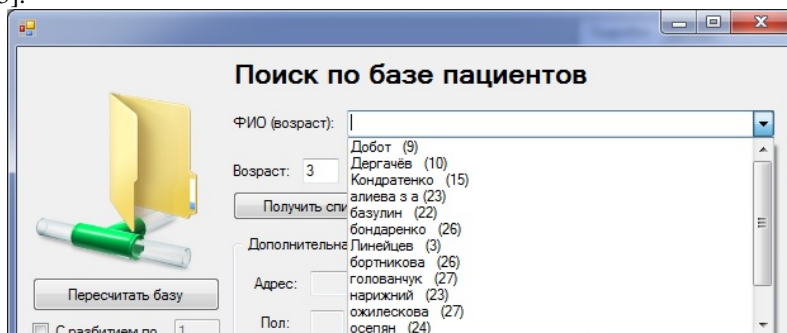


Рис. 2

Выбор пунктов «С разбиением по» и «Разбить объект» отвечает задавать (контролировать) уровень сегментации при сравнении объекта и эталона в сохраненных снимках. Инициализация кнопки «Получить список» отобразит на экране список всех пациентов из заданной возрастной категории с подробными числовыми характеристиками объектов на их снимках в виде web-интерфейса. Web-интерфейс с информацией о пациентах заданной возрастной категории с подробными числовыми характеристиками объектов на их снимках показан на рис 3. Диагностика заболеваний пациентов и степень патологии в данном комплексе построена по принципу сравнения исследуемого объекта с эталоном. Результаты обработки представлены в виде совокупности статистических характеристик. Поэтому экранная форма в виде Web-интерфейса содержит информацию об выделенных объектах и эталонах в виде величин заданных символами:

1. m – математическое ожидание;
2. d – дисперсия;
3. σ – среднеквадратичное отклонение;
4. v – коэффициент вариации.

Ф.И.О.	Левая выборка								Диагнос	Правая выборка								
	Левая глазница (эталон)				Левая пазула (объект)					Правая глазница (эталон)				Правая пазула (объект)				
	m	d	e	v	m	d	e	v		m	d	e	v	m	d	e	v	
9)Добот	41,275	8,8527	2,9753	0,0720	65,494	7,1220	2,6687	0,0407	158,67	50,498	5,0098	2,2382	0,0443	72,934	2,2783	1,5094	0,0206	144,42
10)Дергачёв	118,42	3,8118	1,9523	0,0164	122,30	10,765	3,2810	0,0268	103,28	92,733	5,8248	2,4134	0,0260	107,55	15,169	3,8947	0,0362	115,98
15)Кондратенко	47,135	5,1711	2,2740	0,0482	54,195	127,29	11,282	0,2081	114,97	33,009	3,3626	1,8337	0,0555	48,719	7,2579	2,6940	0,0552	147,59
23)Алиева,а.	29,705	3,5870	1,8939	0,0637	55,967	46,625	6,8283	0,1220	188,40	36,847	4,0424	2,0105	0,0545	52,410	16,320	4,0399	0,0770	142,23
22)Базулин	29,177	4,4386	2,1068	0,0722	56,195	114,23	10,687	0,1901	192,59	20,475	1,8383	1,3558	0,0662	40,603	15,808	3,9759	0,0979	198,30
26)Бондаренко	49,372	10,940	3,3076	0,0669	89,434	232,93	15,262	0,1706	181,14	57,846	35,289	5,9404	0,1026	108,97	27,841	5,2764	0,0484	188,38
3)Линейцев	53,431	28,844	5,3706	0,1005	110,20	7,2912	2,7002	0,0245	206,26	62,320	9,3177	3,0525	0,0489	94,099	16,115	4,0144	0,0426	150,99
26)Бортикова	36,342	1,7205	1,3116	0,0360	47,882	18,269	4,2743	0,0892	131,75	33,386	1,8354	1,3547	0,0405	84,517	83,813	9,1549	0,1083	253,14
27)Голованчук	37,851	9,8390	3,1367	0,0828	54,909	8,7127	2,9517	0,0537	145,06	29,440	1,4798	1,2164	0,0413	57	11,904	3,4302	0,0605	193,61
20)Голованова	36,965	3,9856	1,9964	0,0540	64,397	128,87	11,352	0,1762	174,20	44,049	22,080	4,6989	0,1066	56,670	64,282	8,0176	0,1414	128,64
23)Губанова	14,254	0,4437	0,6661	0,0467	20,901	14,458	3,8024	0,1819	146,63	16,274	0,2355	0,4853	0,0298	21,171	3,1820	1,7838	0,0842	130,08
Списком затенен снимок	20,332	4,2291	2,0564	0,1001	41,349	162,14	12,733	0,3079	201,38	17,472	1,4263	1,1942	0,0683	60,204	659,34	25,681	0,4265	344,57

Рис. 3

При выборе пациента в виде ссылки в поле «Ф.И.О.» происходит переход на страницу с подробной информацией и графиками объектов и эталонов данного пациента. Подробная информация с графиками объектов и эталонов конкретного обследуемого пациента показана на рис. 4. Для сохранения нового или изменения уже существующего снимка во вкладке «Файл» выберите пункт «Сохранить в базу данных».

После появления диалогового окна «Форма базовой информации о пациенте» требуется заполнить или изменить основные поля: «Фамилия», «Имя», «Отчество», «Возраст», «Пол» и «Регистрационный №».

После появления диалогового окна «Форма базовой информации о пациенте» требуется заполнить или изменить основные поля: «Фамилия», «Имя», «Отчество», «Возраст», «Пол» и «Регистрационный №».

Ответственным этапом работы с данным комплексом является заполнение базы данных. В программном комплексе предусматривается два режима занесения информации в базу данных:

1. режим «Подробно»;
2. режим «Быстро».

Базовым режимом работы при заполнении БД является режим «Подробно. Если требуется быстрое заполнение базы данных (БД) большим количеством новых снимков, то необходимо перейти из режима «Подробно» в режим «Быстро». Интерфейс экранной формы окна режимов работы «Подробно» и «Быстро» показан на рис. 6. В данном комплексе предоставляется возможность оперировать шаблонными названиями с уже заранее заданными цветами. Поэтому выделять области можно выбирая их шаблонные названия с уже заданными цветами. В сегменте «Данные пациента» часть полей будет автоматически заполнено, их так же можно изменить. Кнопка «Следующий» сохранит введенные данные и позволит выбрать новый снимок.

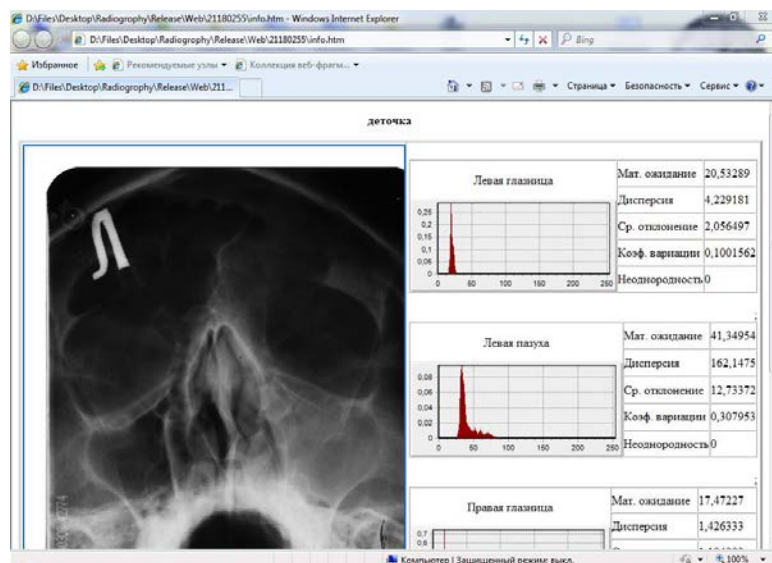


Рис. 4

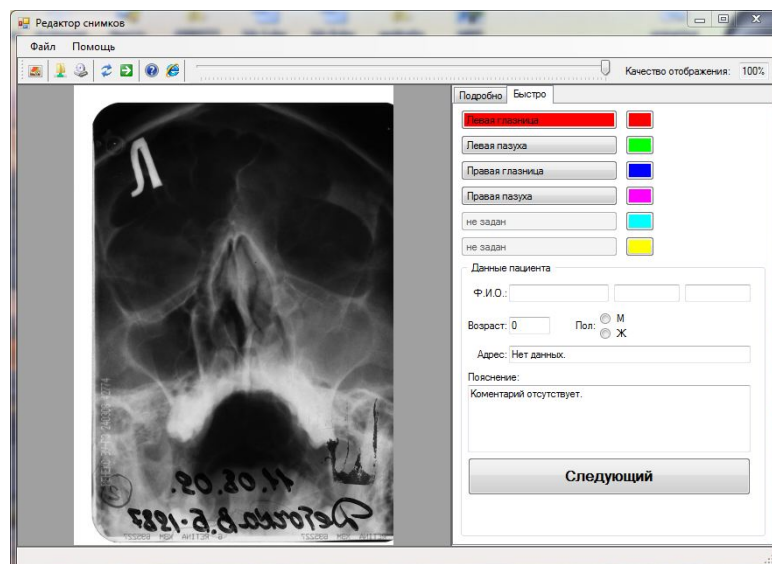


Рис. 5

Научная новизна. Результаты. Научная новизна заключается в использовании статистических параметров (гистограмма, математическое ожидание, коэффициент вариации) для количественной оценки состояний лобной или верхнечелюстной пазухи и их идентификации в соответствии с классом патологий при диагностике пациента в автоматическом режиме по рентгенографическим (томографическим) изображениям с использованием АРМ диагностики ЛОР – заболеваний интегрированной системы МАДИС.

Библиографический список

1. Н.Н. Блинов, А.И.Мазуров Проблемы расширения диагностических возможностей медицинской рентгенотехники // Мед. Техника. -2011 г., N5, с.1-5
2. А.Г.Волков, Самойленко А.П., Проскуряков А.В. Метод диагностики состояния параназальных пазух по их рентгенографическим изображениям. – X Международную научно-техническую конференцию «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» (ФРЭМЭ'2012) 2012, 63-67 с.
- 3.А.П.Самойленко, А.В.Проскуряков, А.В.Прибыльский, С.А.Скляров, А.А. Скляров Программный процессор мобильного диагностического терминала информационной поддержки врача- оториноларинголога. – Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2012619118

AUTOMATED WORKSTATION FOR DECISION MAKING SUPPORT TO DIAGNOSE ENT DISEASE

A. Proskuryakov, A. Samoyl'enko

Taganrog Institute of Technology of Southern Federal University alexander@mopevm.tsure.ru

In this report the realization of automated workstation for medical integrated computer-based informational system is proposed. This system is based on method of diagnostics of frontal and maxillary sinuses' state. The diagnostics is made according to its x-ray and tomographical images. The pictures are taken according to the standard technology. Corresponding matrixes of picture fragments are exposed after discretization (sampling) and quantization. Intensity of pixels' brightness are the elements of localized images. One of the localized fragments appears to be the standard. The pixels forming this fragment keep the constant intensity of brightnesses. Considering that the matrixes are the random variables, the elements of applied mathematical statistics are used. By means of these elements matrixes are represented by histograms of density of probabilities' distribution of intensity of pixels' brightness. Each histogram is the empirical law of distribution of densitometrical parameter of image. It is estimated by mathematical expectation, dispersion, average squaring deviation and variation coefficient. The diagnostics of fragments' state of the researching object is estimated by mathematical expectations related to the comparative analysis of the variation coefficient. The block diagram of the medical integrated computer-based informational system is provided in the report. Also the diagnostic mobile stand of the workstation is given. The hardware, dataware and software are almost practically realized by authors and prepared for its replication at corresponding financial support by interested legal entities and enterprises. The represented stand possesses the properties of the terminal or the workstation of the local computer network.

The report provides the scientific novelty and results obtained while applying the given methods of ENT disease diagnostics. The results were obtained via realizing the basic components of automated medical diagnostic information system based on a local area network.



АВТОМАТИЗАЦИЯ ОТБРАКОВКИ НЕТИПИЧНЫХ КАРДИОЦИКЛОВ

Афшар Э., Жихарева Г.В., Крамм М.Н.

ФГБОУ ВПО Национальный исследовательский университет «МЭИ»,
AfsharE@mpei.ru, ZhikharevaGV@mpei.ru, KrammMN@mpei.ru

Постановка задачи. Электрокардиография (ЭКГ) является одним из ведущих методов инструментальной диагностики деятельности сердечнососудистой системы. ЭКГ диагностика остается наиболее распространенным и доступным методом исследования, который позволяет распознавать различные виды атриовентрикулярных блокад, блокады ножек пучка Гиса, гипертрофии, нарушения проводимости, аритмии, инфаркт миокарда, тромбоэмболии, а также оценить важнейшие функции сердца – автоматизм, возбудимость и проводимость. Однако изменения ЭКГ отражают лишь характер нарушения электрических процессов и, как правило, не являются строго специфичными для определенной болезни. Диагностические возможности ЭКГ возрастают при извлечении из электрокардиосигналов (ЭКС) дополнительных сведений, которые могли бы повысить чувствительность и специфичность анализа ЭКГ и уменьшить влияние субъективного опыта и знаний врача на качество ЭКГ заключения. К таким сведениям можно отнести пространственно-временные характеристики низкоамплитудных (НА) высокочастотных (ВЧ) составляющих электрической деятельности сердца [1].

Определение НА ВЧ составляющих электрокардиосигналов (ЭКС) проводится в несколько этапов, которые в себя включают: фильтрацию сетевой помехи, коррекцию дрейфа изоэлектрической линии, отбраковку нетипичных кардиоциклов (КЦ), синхронное накопление КЦ и фильтрацию с помощью фильтров верхних и нижних частот (собственно, выделение НА ВЧ составляющих).

Синхронное накопление кардиоциклов проводится с целью улучшения отношения сигнал/шум в $\sqrt{N_{\text{кц}}}$ раз, где $N_{\text{кц}}$ – число кардиоциклов (КЦ) в ЭКС. Однако при длительной записи ЭКС велика вероятность возникновения нетипичных КЦ (рис.1), которые могут быть связаны как с электрофизиологией сердца (экстрасистолы), так и с помехами (мышечные артефакты, импульсные помехи). Поэтому до синхронного накопления ЭКС необходимо провести отбраковку (отбрасывание) нетипичных КЦ. Обнаруженные нетипичные КЦ могут представлять самостоятельный диагностический интерес, например, при анализе экстрасистол и других аритмических событий.

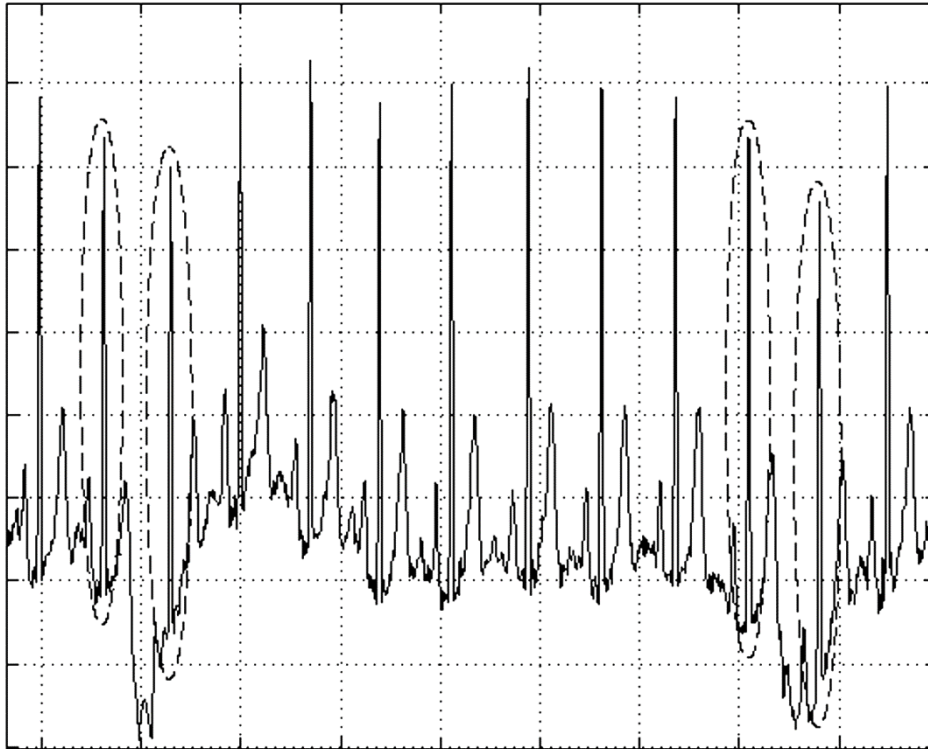


Рис. 1. Фрагмент ЭКС: представлено 13 КЦ, искаженными являются 2-й, 3-й, 11-й и 12-й

Алгоритм отбраковки. Алгоритм отбраковки основан на взаимном корреляционном анализе КЦ, входящих в ЭКС [2], и сводится к четырем этапам.

На первом этапе в записи ЭКС осуществляется автоматический поиск R -зубцов, коррекция дрейфа изоэлектрической линии с использованием кубических сплайнов [3] и разбиение ЭКС на одиночные КЦ. В представленном на рис. 1 фрагменте ЭКС выделено 13 КЦ (всего данный ЭКС содержит число КЦ $N_{\text{кц}} = 38$). Для наглядности данный фрагмент записи приведен до коррекции дрейфа изолинии.

На втором этапе рассчитываются коэффициенты взаимной корреляции r_{xy} между всеми возможными парами КЦ.

Третий этап содержит анализ всех полученных коэффициентов взаимной корреляции: определяются матрицы их максимальных значений $r_{xy \max}$ и временных сдвигов n_{\max} (в отсчетах) между КЦ, при которых достигаются максимальные значения коэффициентов корреляции $r_{xy \max}$.

На четвертом этапе рассчитываются средние значения \bar{r}_i строк матрицы максимальных значений взаимной корреляции или ее столбцов (матрица $r_{xy \max}$ является симметричной относительно главной диагонали) и проводится сравнение полученных значений с выбранной пороговой величиной коэффициента взаимной корреляции $r_{\text{п}}$. Если $\bar{r}_i < r_{\text{п}}$, то i -й КЦ классифицируется как нетипичный и в дальнейшем синхронном накоплении ЭКС не участвует. Пример с результатами определения нетипичных КЦ (рис. 1) представлен в таблице 1. Отброшенные номера КЦ и соответствующие им средние значения строк матрицы $r_{xy \max}$ обведены полужирными линиями.

В приведенном примере для отбраковки было использовано пороговое значение $r_{\text{п}} = 0,92$, т.к. для наглядности выбрана запись ЭКС с большим количеством искажений. Для качественных ЭКС значение порога следует выбирать в диапазоне $[0,980...0,995]$ [1]. При этом необходимо контролировать число отбракованных КЦ: оно не должно превышать величину порядка 20% от общего числа КЦ – $N_{\text{кц}}$. В противном случае следует снизить величину порогового значения.

Таблица 1 – Максимальные значения коэффициентов взаимной корреляции r_{ij} и их средние значения \bar{r}_i для КЦ, представленных на рис. 1.

r_{ij}	1	2	3	...	36	37	38	\bar{r}_i
1	1	0,795	0,738		0,979	0,984	0,983	0,967
2	0,795	1	0,291		0,838	0,806	0,792	0,772
3	0,738	0,291	1		0,727	0,760	0,774	0,756
4	0,970	0,793	0,772		0,973	0,980	0,977	0,962
5	0,987	0,855	0,686		0,988	0,984	0,979	0,964
6	0,990	0,807	0,713		0,980	0,984	0,981	0,965
7	0,983	0,748	0,814	...	0,982	0,988	0,990	0,972
8	0,979	0,822	0,755		0,993	0,993	0,990	0,972
9	0,989	0,766	0,788		0,985	0,991	0,992	0,974
10	0,976	0,860	0,703		0,991	0,988	0,987	0,965
11	0,918	0,924	0,570		0,953	0,937	0,933	0,911
12	0,846	0,436	0,964		0,832	0,859	0,870	0,854
13	0,978	0,730	0,829		0,975	0,984	0,984	0,968

При программной реализации процесса предварительной обработки ЭКС, включающей в себя отбраковку нетипичных КЦ, возникает вопрос автоматического выбора начального порогового значения r_n . В самом простом варианте пороговое значение можно задать максимальным $r_n = 0,995$, рассчитать процент отброшенных КЦ, затем при необходимости (если доля отброшенных КЦ более 20%) r_n пошагово снижать до тех пор, пока доля отброшенных КЦ не станет менее 20%.

Выбор начального порогового значения для отбраковки. В настоящей работе предлагается выбирать начальное пороговое значение r_n для отбраковки не максимально возможным, а исходя из отношения сигнал/шум q для конкретной записи ЭКС. При адекватном выборе данного значения число итераций для поиска порога отбраковки существенно снизится, а следовательно, снизятся временные затраты процесса предварительной обработки ЭКС.

Для получения зависимости порога отбраковки r_n от отношения сигнал/шум q проведено исследование влияния уровня шума в различных типовых ЭКС на оптимальную величину порога r_n . Исследование проведено на сигналах без явных патологий, т.к. анализ пространственно-временных характеристик НА ВЧ составляющих электрической деятельности сердца относится к задачам ранней диагностики сердечных заболеваний, когда на обычных (необработанных) ЭКС патологические изменения не видны.

Для расчета отношения сигнал/шум рассматриваемого ЭКС вначале определялся уровень шума как СКО ЭКС на PQ-сегментах после коррекции дрейфа изолинии. Затем определялось максимальное значение отклонения ЭКС от нуля и рассчитывалось отношение сигнал/шум q .

Были исследованы ЭКС трех испытуемых, записанные с 16-ти отведений: два пояса грудных отведений по 6 электродов (C1-C6, W1-W6), показанные на рис. 2, а также конечностные (L, R, F), шейный (H) и спинной (M) электроды системы ортогональных отведений Франка [4]. Таким образом, исследовалось 48 ЭКС с различными амплитудными значениями. Для набора статистики в записанные сигналы добавлялся нормальный шум с девятью различными значениями СКО.

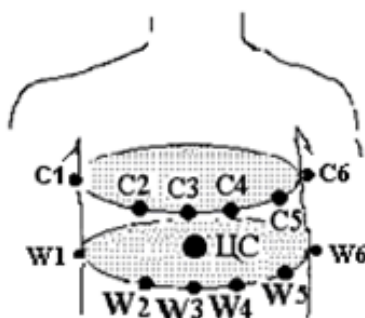


Рис. 2. Размещение грудных отведений

Для ЭКС каждого отведения был определен уровень исходного шума кардиозаписи на интервале PQ, после чего было найдено отношение сигнал/шум и проводилась отбраковка нетипичных КЦ с ограничением на отбрасывание не более 20% КЦ. Таким образом получили пороговые значения r_n для каждого ЭКС. Далее к каждому ЭКС был добавлен гауссовский шум с заданными СКО, и вновь проводилась отбраковка. Очевидно, чем больше значение шума (меньше отношение сигнал/шум) тем меньше пороговое значение для рассматриваемого ЭКС.

В результате было определено 480 значений порога отбраковки r_n и соответствующие им значения отношения сигнал/шум q в диапазоне от 5 до 48. Данный диапазон значений отношения сигнал/шум определяется типовыми уровнями кардиосигналов в различных отведениях, а также типовыми параметрами фильтров предварительной обработки ЭКС.

Так как полученные пороговые величины r_n имеют некоторый разброс для одного и того же значения отношения сигнал/шум q , то для определения характера зависимости $r_n(q)$ были использованы средние значения порога отбраковки на интервалах отношений сигнал/шум длительностью $\Delta q = 2,5$. Полученные средние значения пороговой величины коэффициента взаимной корреляции r_n представлены на рис. 3 точками в центрах соответствующих интервалов отношения сигнал/шум.

Далее, путем аппроксимации средних значений можно получить в аналитическом виде зависимость пороговой величины от отношения сигнал/шум. В качестве возможного варианта аппроксимации предложено следующее выражение:

$$r_i = \frac{1}{\pi} \arctg(0,7q) + 0,49[1 - \exp(-0,22q)]. \quad (1)$$

На рис. 3 зависимость (1) показана сплошной линией.

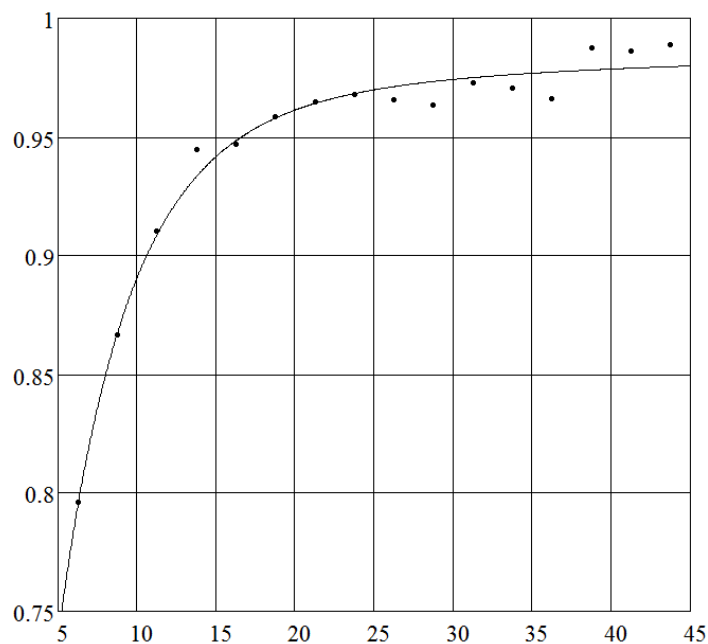


Рис. 3. График зависимости пороговой величины коэффициента взаимной корреляции r_n от отношения сигнал/шум q

Таким образом, для нахождения первоначального порогового значения, достаточно определить отношение сигнал/шум q исходного ЭКС и по выражению (1) найти соответствующее значение r_n для проведения отбраковки.

Следующим этапом реализации автоматической отбраковки ЭКС является контроль процента числа отброшенных КЦ: если было отброшено не более 20%, то этап отбраковки считается завершенным. В противном случае осуществляется пошаговое уменьшение пороговой величины r_n на 0,001 до тех пор, пока число отброшенных КЦ не станет менее 20% от общего количества КЦ в отведении.

Заключение. Итак, автоматизированная отбраковка нетипичных КЦ сводится к трем этапам:

- определение отношения сигнал/шум ЭКС после фильтрации сетевой помехи и коррекции дрейфа изоэлектрической линии,
- расчет по выражению (1) порогового значения r_n и отбраковке нетипичных КЦ,
- контроль числа отброшенных КЦ и при необходимости уменьшение пороговой величины до тех пор, пока количество отброшенных КЦ в данном отведении не станет меньше 20%.

Таким образом, проведенное исследование позволило автоматизировать предварительную обработку ЭКС, необходимую для дальнейшего извлечения информации о пространственно-временных характеристиках электрической деятельности сердца, и оптимизировать временные затраты этапа отбраковки нетипичных кардиокомплексов.

Библиографический список

1. Новые методы электрокардиографии. / Под ред. С.В. Грачева, Г.Г. Иванова, А.Л. Сыркина. М.: Техносфера, 2007. – 552 с.

2. Обработка многоканальных сигналов электродных отведений для реконструкции электрического генератора сердца. / Филонов Д.В., Афшар Э., Крамм М.Н., Жихарева, Г.В. // Радиотехника. 2013. № 10. С. 15-20.
3. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ./ Барановский А.Л., Калининченко А.Н., Манило Л.А. и др. Под ред. А.Л. Барановского и А.П. Немирко. М.: Радио и связь, 1993. – 248 с.
4. Система электродных отведений для измерения координат источников в области миокарда. / Лебедев В.В., Крамм М.Н., Жихарева Г.В., Иванов Г.Г., Попов Ю.Б. // Медицинская техника. 2006. № 4. С. 7-9.

AUTOMATED REJECTION OF ATYPICAL CARDIAC CYCLES

Afshar E., Zhikhareva G.V., Kramm M.N.

National Research University "Moscow Power Engineering Institute",
AfsharE@mpei.ru, ZhikharevaGV@mpei.ru, KrammMN@mpei.ru

Electrocardiography (ECG) records signals of the heart electrical activity and is used in the investigation of cardiovascular system diseases and heart arrhythmias. This noninvasive method has been most common for diagnostic or research purposes on the human heart. To increase the signal-to-noise ratio of cardiac potentials and detect smaller signals of the ECG, a computerized technique, known as signal-averaged electrocardiogram (SAECG) is used. In this technique, electrocardiocytes, comprised in heart electrical signals, are averaged to increase the signal-to-noise ratio and to reveal small variations in the QRS complex. However, during the recording of ECG, it is quite likely to record a number of atypical cardiac cycles. This may be related to the electrophysiology of the heart (premature ventricular contractions (PVCs)), as well as other interferences (muscle artifacts, etc.). Hence it is necessary to exclude such cardiac cycles from the ECG before the signal is averaged. Furthermore, detected atypical cardiac cycles can also be used for other diagnostic purposes, for example in PVC analysis.

As it is described in the current paper, we have used an algorithm for automated rejection of atypical cardiac cycles. Rejection procedure is based on the cross-correlation function (CCF), so that the cardiac cycles, which have the least CCF maximums with respect to the others, are excluded from the ECG. We suggest to choose the threshold value for the CCF maximums - automatically, using a mathematical expression, which has been obtained as a possible relation between signal-to-noise ratio and the threshold value for CCF maximums. Consequently, once the signal-to-noise ratio has been found, the program determines the appropriate threshold value for rejection of atypical cardiac cycles. In some cases, the number of rejected cardiac cycles might be more than it is expected, so an additional requirement has been imposed to avoid rejection of more than 20% of cardiac cycles. Therefore, in the event that the number of rejected cardiac cycles exceeds 20% of the overall amount, threshold value will be gradually decreased, until less than 20% of cardiac cycles is rejected.

ВЫДЕЛЕНИЕ ОБЪЕКТОВ НА ФОНЕ ЦВЕТНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ НА ОСНОВЕ АЛГОРИТМА ОТСУ

Шишко Д.Н., Ассанович Б.А.

Гродненский государственный университет имени Янки Купалы, shishkod@gmail.com, bas@grsu.by

В компьютерном зрении, сегментация — это процесс разделения цифрового изображения на несколько сегментов (множество пикселей, также называемых суперпикселями). Цель сегментации заключается в упрощении и/или изменении представления изображения, чтобы его было проще и легче анализировать. Сегментация изображений обычно используется для того, чтобы выделить объекты и границы на изображениях, например: при распознавании лиц, текста, отпечатков, определении размера опухолей в медицине.

Существует множество методов сегментации, и одним из наиболее простых методов является пороговое преобразование изображения. Операция порогового разделения заключается в сопоставлении значения яркости каждого пикселя изображения с заданным значением порога. Операция порогового разделения, которая в результате дает бинарное изображение, называется бинаризацией. Целью операции бинаризации является радикальное уменьшение количества информации, содержащейся на изображении. В процессе бинаризации исходное полутоновое изображение, имеющее некое количество уровней яркости, преобразуется в черно-белое изображение, пиксели которого имеют только два значения – 0 и 1, что значительно упрощает и ускоряет дальнейшую обработку изображения. Так же данная операция позволяет легко и быстро находить участки или объекты с искомой информацией, которые явно отличаются от фона на изображении.

Для быстрого автоматизированного поиска порогового значения существует множество алгоритмов, например: Отсу, Бернсена, Эйквеля, Ниблэка. [1] Одним из наиболее эффективных по скорости и качеству определяемого порога является метод Отсу [2,3], который использует гистограмму распределения значений яркости пикселей растрового изображения. Он используется в неизвестной программе распознавания текста Tesseract. [4]

Метод Отсу ищет порог, уменьшающий дисперсию внутри класса, которая определяется как взвешенная сумма дисперсий двух классов:

$$\sigma_{\omega}^2(t) = \omega_1(t)\sigma_1^2(t) + \omega_2(t)\sigma_2^2(t),$$

где веса ω_i — это вероятности двух классов, разделенных порогом t , σ_i^2 — дисперсия этих классов.

Отсу показал, что минимизация дисперсии внутри класса равносильна максимизации дисперсии *между* классами:

$$\sigma_b^2(t) = \sigma^2 - \sigma_{\omega}^2(t) = \omega_1(t)\omega_2(t)[\mu_1(t) - \mu_2(t)]^2,$$

которая выражается в терминах вероятности ω_i и среднего арифметического класса μ_i , которое, в свою очередь, может обновляться итеративно. Эта идея привела к эффективному алгоритму.

Алгоритм Отсу работает с полутонами, не учитывая энергию каждого цвета на изображении в целом. Это в свою очередь ведёт к ошибкам при поиске порогового значения, на изображениях с большим количеством цветных элементов на цветном фоне, например цветным надписям на цветном фоне.

Одним из основных недостатков алгоритма Отсу, является необходимость предварительно преобразования исходного цветного изображения в чёрно-белое. Это значительно усложняет процесс в случае, если фоновая часть изображения и участок несущий искомую информацию, имеют разный цвет, но при этом одинаковую яркость.

Рассмотрим данную проблему на примере изображения, которое имеет красный фон и надписи зелёного, синего и серого цветов.

Выполним следующие шаги предлагаемого нами алгоритма выделения объекта на фоне цветного изображения:

1. Расчёт интенсивностей цветовых составляющих изображения.
2. Расчёт отношения интенсивности одной цветовой составляющей всего изображения к сумме всех цветовых составляющих изображения. Эти отношения представляют собой коэффициенты K_{SR} , K_{SG} , K_{SB}
3. Преобразование изображения в полутон. Для каждой точки выполняется следующее преобразование $Y = K_{SR} * R + K_{SG} * G + K_{SB} * B$, где Y – искомая яркость точки, R, G, B – интенсивности цветовых составляющих в точке.
4. Фильтрация полученного изображения с помощью алгоритма Отсу.

В рассматриваемом изображении преобладает красный цвет - фон, а зелёный и синий, несмотря на такую же яркость, встречаются реже. При расчёте коэффициентов получаем следующие значения: $K_{SR} = 0.97$, $K_{SG} = 0.014$, $K_{SB} = 0.016$.

Значения цветовых составляющих в точке будут обозначены (R, G, B). Точка (200,10,10) при полученных коэффициентах будет иметь значение яркости - 197, а точка (10,10,200) будет иметь значение яркости - 14. Как видно из полученных значений после преобразования точки будут отнесены к разным классам, в отличии, от простого вычисления среднего, при котором оба они имели бы одинаковое значение яркости – 73.

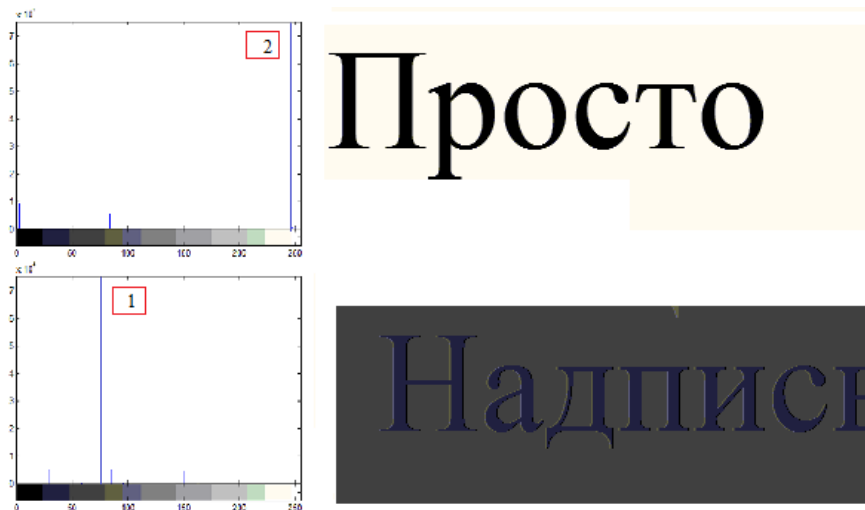


Рисунок 1. Сравнение гистограмм изображения преобразованного в полутон

На рисунке 1 в нижней части изображена гистограмма полутонового изображения полученного обычным преобразованием, а в верхней части – новым преобразованием. Как видно на изображении новый алгоритм подавляет пиковое значение и смещает его вправо, что позволяет отделить фон от информационной составляющей.

Теперь сравним результаты на реальном изображении – скриншот исходного кода открытого в Microsoft Visual Studio 2008. Участок кода выделен синим цветом, по нему и проведём сравнение.

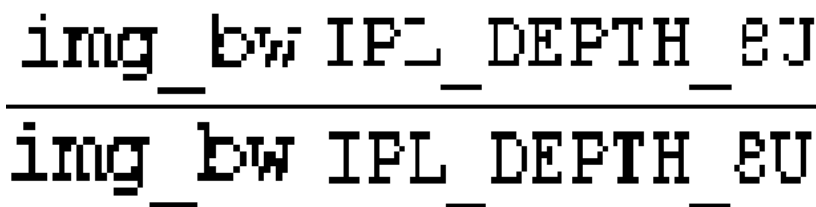


Рисунок 2. Сравнение участков бинарных изображений

На рисунке 2 в верхней части представлена часть бинарного изображения полученного обычным методом, а в нижней – новым. Как видно символы **w, L, 8, U** на нижнем участке изображения не имеют прерываний, что позволит восстановить текст полностью.

Данный алгоритм успешно работает с цветными изображениями и цветными фонами. Он основан на изменении коэффициентов преобразования изображения в полутон, перед его обработкой с помощью алгоритма Оцу. Он удобен при бинаризации изображений монитора компьютера: практически все веб-страницы и окна в новых версиях операционной системы Windows содержат цветной фон и цветные надписи, что позволяет новому алгоритму успешнее отделять фон от информационной части данных.

Библиографический список

1. Федоров А. Бинаризация черно-белых изображений: состояние и перспективы развития. [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://it-claim.ru/Library/Books/ITS/wwwbook/ist4b/its4/fedorov.htm>
2. N. Otsu. A threshold selection method from gray-scale histogram. IEEE Transaction on System, Man, and Cybernetics. 9, 62–66, 1979.
3. Ping-sung Liao, Tse-sheng Chen and Pau-choo Chung. Fast Algorithm for Multilevel Thresholding. Journal of information science and engineering 17, 713-727 (2001)
4. Код библиотеки Tesseract. [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://code.google.com/p/tesseractdotnet/source/browse/trunk/GOCR4Win/src/otsu.h?r=12>

OBJECTS DETECTION ON THE COLOR IMAGE BACKGROUND WITH THE USE OF OTSU ALGORITHM

D. N. Shyshko, B. A. Assanovich

Yanka Kupala state University, shishkod@gmail.com, bas@grsu.by

A new method of object detection based on Otsu algorithm has been developed and its application for text recognition in artificial and real images has been shown.

ЗАЩИТА ОТ ИСКАЖЕНИЙ ЦВЗ 3-ГО ПОКОЛЕНИЯ В ОБЛАСТИ ДПФ ПРИ ПОМОЩИ КОДОВ ВАРШАМОВА-ТЕНЕНГОЛЬЦА

Ассанович Б.А., Гаврилова И.Л., Карачарская М.Л.,

Учреждение образования «Гродненский государственный университет имени Янки Купалы»,
bas@grsu.by, iren_ka@tut.by, m.karacharskaya@grsu.by

Введение

Для защиты авторских прав или эффективного ограничения доступа к медицинским и другим изображениям используется техника маркирования данных «водяными знаками», с помощью которой помечаются отдельные области или всё изображение. Это новое направление защиты информации – стеганография – связано с использованием цифрового водяного знака (ЦВЗ). Цифровые водяные знаки получили свое название от старого понятия водяных знаков на ценных бумагах (деньгах, документах и т. д.). Использование ЦВЗ – это технология, созданная для защиты авторских прав. ЦВЗ делятся на два класса. К первому классу относятся знаки, видимые невооруженным глазом. Ко второму – извлекаемые с помощью специальных средств. В отличие от метаданных цифровых форматов, которые могут нести в себе дополнительную информацию, ЦВЗ отличаются тем, что информация вводится прямо в сигнал данных. Объекты изображения в этом случае представляют собой контейнеры (носители) данных. Подмена объекта идентификации приведет к выводу о подделке всего документа.

Одной из первых техник, применяемых для обнаружения модификации изображения, была разработана техника, основанная на внедрении контрольных сумм в наименьший значащий бит. Уэлтон и затем другие исследователи [1] предложили метод, в котором используется зависящая от ключа псевдослучайная

последовательность, «рассеянная» по изображению. В качестве теста для определения наличия «водяного знака» используется кросс-корреляция. Однако скрытность данного метода является достаточно слабой.

Цю и др. [2] предложили техники, основанные на использовании маскирования в пространственной и частотной области. Такие «водяные знаки» являются гарантированно невидимыми, но все же не позволяют выявлять отдельные атаки на оригинальные изображения. При этом данные делятся на блоки, в каждом из которых фиксируется секретная случайная подпись, модулированная маскирующим значением этого блока. Оценка погрешности для маленьких искажений получается достаточно точной.

Для введения ЦВЗ широко применяются различные ортогональные преобразования, начиная от дискретно-косинусного, Фурье и заканчивая вейвлет преобразованием. Например, в недавней работе [3] ЦВЗ помещается в восприимчиво выделенную часть преобразованного изображения, что позволяет увеличить ее размер и улучшить вычислительную эффективность. Однако ряд преобразований изображения может приводить к потере ЦВЗ.

В последнее время появились ЦВЗ 3-го поколения, вводимые в определенные (значимые) области изображения, связанные с его устойчивыми областями или характерными (особыми) точками. К сожалению, использование преимуществ данных систем обусловлено необходимостью решения задачи восстановления синхронизации при считывании ЦВЗ из контейнеров [4]. Эта задача часто решается использованием пилот-сигналов на основе шаблонов или введения ЦВЗ в контейнеры, находящиеся в инвариантных к искажениям областях. Однако при применении шаблонов ухудшается скрытность ЦВЗ, а использование известных инвариантов все равно требует дополнительных средств ресинхронизации и восстановления искаженных ЦВЗ, что ведет к необходимости введения дополнительной избыточности и использования корректирующего кодирования. При этом система введения – считывания ЦВЗ может рассматриваться как система передачи данных с наличием не только аддитивных ошибок, но и ошибок типа выпадений и вставок и требует разработки специальных кодов и методов их обработки. Известен ряд решений данной проблемы на основе пространственной синхронизации, модуляции индексного квантования и применения мощных помехоустойчивых кодов низкой плотности [5]. Однако, сложность предложенных этими авторами алгоритмов затрудняет его практическое использование.

Данная статья посвящена альтернативному методу внедрения ЦВЗ в область особых точек изображения с использованием дискретного преобразования Фурье (ДПФ) и методов восстановления данных, на основе предложенного в [6] линейного подмножества кодов Варшавова-Тененгольца. Предложенный в работе подход позволяет реализовать ресинхронизацию считывания ЦВЗ на основе достаточно простых алгоритмов декодирования, позволяющих восстановить ЦВЗ в случае невысокой степени его искажения при геометрических преобразованиях (атаках) изображения. В данном исследовании подкод Варшавова-Тененгольца используется для ресинхронизации и коррекции ЦВЗ при атаках в виде замещений, выпадений и вставок бит, появляющихся при детектировании особых точек изображения. При введении ЦВЗ использовался наиболее простой в реализации детектор особых точек Харриса [4]. Хотя детектор Харриса может быть заменен любым другим известным детектором с некоторым улучшением повторяемости особых точек при детектировании, однако целью работы явилось не сравнение типов детекторов, а исследование эффективности общего алгоритма введения ЦВЗ.

Коды Варшавова-Тененгольца

Двоичный код $VT_a(n)$ Варшавова-Тененгольца (VT) есть множество двоичных слов $x = (x_1 \dots x_n)$ длины n , на основе параметра a ($0 \leq a \leq n$), удовлетворяющий равенству [6].

$$\sum_{i=1}^n ix_i \equiv a \pmod{(n+1)}. \quad (1)$$

Это корректирующие коды, исправляют одиночные ошибки типа вставки или выпадения бита и для $a=0$ являются оптимальными. Например, после вычислений $\sum_{i=1}^n ix_i \equiv 0 \pmod{7}$ код $VT_0(6)$ с длиной блока $n=6$ может быть образован как $VT_0(6) = \{000000, 001100, 010010, 011110, 100001, 101101, 110011, 110100, 111111\}$. Код $VT_0(n)$ исправляет ошибку типа вставки или удаления не более одного бита в блоке длиной n . Левенштейн [7] предложил простой алгоритм декодирования для VT кода, который приводится ниже.

1. Предположим, кодовое слово $x \in VT_0(n)$ передается по каналу со вставками или удалениями, бит в позиции p удаляется (вставляется) в принятом слове y . Обозначим число нулевых или единичных бит L_0 и L_1 слева от удаляемого бита, а R_0 и R_1 справа от удаленного бита (с позиции $p = 1 + L_0 + L_1$).

2. Вычисляем вес кодового слова y , т. е. $wt(y) = L_1 + R_1$ и итоговую сумму $\sum_i iy_i$. Если удаленный бит равен 0, то новая итоговая сумма $R_1 (\leq wt(y))$ уменьшается. Если удаленный бит равен 1, то новая итоговая сумма $p = 1 + L_0 + L_1 + R_1 = 1 + wt(y) + L_0 (> wt(y))$ увеличивается. Аналогично реализуется контроль вставки бита.

3. Таким образом, если недостаточное количество бит в итоговой сумме («дефицит бит») D , скажем меньше или равно $wt(y)$, то мы знаем, что был удален 0, и мы сможем восстановить его слева от ненулевых бит R_1 . В противном случае если была удалена 1, мы ее аналогично восстановим только справа от крайних левых нулей R_1 .

В качестве примера предположим, что используется код $VT_0(6)$ и $x = (110100) \in VT_0(6)$ передается по каналу. Если первый бит в x удален и $y = (10100)$ получено, то новая итоговая сумма 4, и «дефицит бит» $D = 7 - 4 = 3 > wt(y) = 2$. Декодер вставляет 1 после $n - D = 3$ нулей справа, чтобы получить (110100) . Таким образом, достаточно простой алгоритм может быть использован для декодирования с коррекцией $VT_0(n)$ при удалении либо вставки бит. Мы использовали линейные подкоды из v_T -кода путем выбора k линейно независимых кодовых слов исходного кода c и построения генераторной и проверочной матрицы нового линейного кода C' , который является подкодом $VT_0(n)$ кода.

В работе использовались генераторная и проверочная матрицы модифицированного нами линейного $[6,3,3]$ -кода:

$$\mathbf{G}' = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 1 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{H}' = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 1 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 1 & 1 \end{bmatrix}. \quad (2)$$

Использование G' и H' из (2) приводит к кодовому множеству C' с увеличением числа кодовых слов, принадлежащих $VT_0(6)$, по сравнению с c . Если отбросить кодовые слова, которые не принадлежат кодовым словам $VT_0(6)$, можно найти подкод с нужными свойствами $C' = \{(000000), (110100), (011110), (101101), (110011)\}$, состоящий из 5 кодовых слов. При этом C' – линейный код с $d_{\min} = 3$, подкод кода $VT_0(6)$ и может быть использован для коррекции ошибок типа одного замещения и ошибок типа вставки и выпадения бит.

Однако для выполнения независимого декодирования кодовых слов из C^* , помещенных в ЦВЗ, границы слов должны быть известны. Для этого используется вставка периодических маркеров между кодовыми словами.

Техника введения ЦВЗ в изображение

В основе предложенного метода лежит следующая конструкция, состоящая из блоков обработки изображений, представленная на рис. 1. Изображение I в полутоновом формате поступает на вход детектора Харриса ДХ, который выполняет поиск особых точек изображения. Координаты найденных точек, отстоящих друг от друга на заданный радиус, запоминаются. Затем происходит выделение областей размером 8×8 пикселей вокруг выделенных точек и выполняется переход в частотную область при помощи дискретного преобразования Фурье в выбранном блоке. Для введения ЦВЗ коэффициенты ДПФ F_k выбираются из области средних частот с учетом минимизации искажения изображения при его визуальном восприятии человеком [8].

Цифровые знаки представляют собой кодовые последовательности \mathbf{d} , несущие маркерную информацию пользователя, разбитые на блоки из k бит. Над блоками \mathbf{d} производится линейное кодирование в кодере линейного кода (КЛК) с добавлением r избыточных бит и введения секретного ключа из соответствующего блока и образуются кодовые комбинации x , являющиеся кодовыми словами кода Варшавова-Тененгольца. Затем в элементе M (рис. 1) к кодовым словам v_T -кода добавляется известная маркерная последовательность \mathbf{z} фиксированной длины m и образуется блок длиной $L = k + r + m$, содержащий биты \mathbf{d} ЦВЗ.

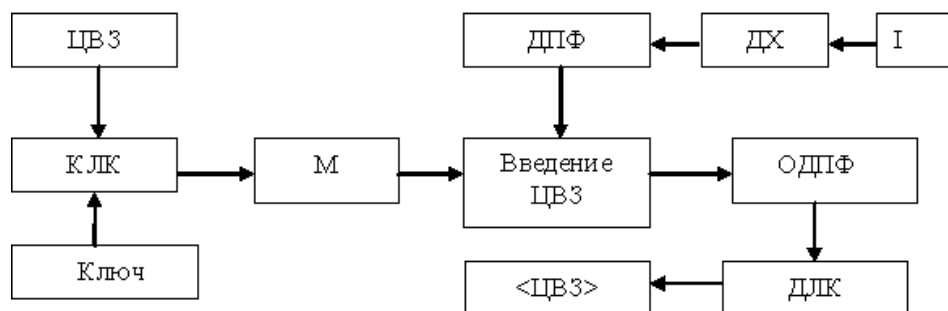


Рис. 1 Структурная схема введения ЦВЗ в область особых точек на основе ДПФ

Для выделения ЦВЗ из маркированного изображения осуществляется обратное преобразование ДПФ в блоке ОДПФ, декодирование линейного кода в ДЛК и извлечение оценки $\langle \text{ЦВЗ} \rangle$, который может либо сравниваться с исходным знаком либо отображаться в пользовательской области.

Экспериментальная проверка алгоритма введения-считывания ЦВЗ

Для исследования работы алгоритма была реализована программная модель в среде MatLab, осуществляющая все перечисленные в предыдущем разделе шаги алгоритма. Детектором особых точек являлся детектор Харриса, выполняющий поиск угловых точек на основе расчета локальных максимумов и

использовании функции отклика $R = \det M - k(\text{trace } M)^2$, где $\det M$ – определитель матрицы, а $\text{trace } M$ – след матрицы Гессе [4] фрагмента изображения. Для введения ЦВЗ использовались стандартные тестовые полутоновые изображения. В качестве помехоустойчивого кода и для упрощения синхронизации применялся код $C^* = \{(110100), (011110), (101101), (110011)\}$, в котором в отличие от C' , была исключена комбинация в виде серии из шести нулей. ЦВЗ вводился в область средних частот блоков размером 8×8 бит, расположенных вокруг особых точек изображения путем изменения амплитуды соответствующего коэффициента ДПФ [9]. При этом, для введения ЦВЗ в виде кодового слова из двоичных элементов b с «маркером на конце» и длиной $L=9$ бит, генерировалась троичная псевдослучайная последовательность (ПСП) $pn_sequence$ длиной 24 бита на основе вводимого ключа и управляющая изменением абсолютного значения коэффициентов ДПФ $abs_block(ii,jj) = abs_block(ii,jj) * (1 + b * pn_sequence(L))$.

Результаты работы алгоритма при обработке ультразвукового изображения при диагностике беременности показаны на рис. 2. Число найденных особых точек (помеченных прямоугольниками) 254. В связи с использованием кода C^* каждая особая точка содержала $\log(4)=2$ бита ЦВЗ, что позволило ввести более 500 бит в это изображение.

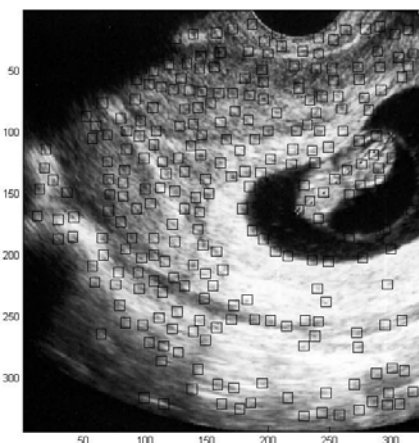


Рис. 2 Нахождение особых точек медицинского изображения

Введение ЦВЗ в изображение не приводит к каким-либо визуальным искажениям. Для того чтобы заметить изменение сигнала яркости полутонового изображения требуется провести увеличение соответствующей области в десятки раз. Пример обработки стандартного изображения «Лена» с найденными при помощи детектора Харриса особыми точками (слева) и фрагментом, содержащим увеличенные области с введенными битами ЦВЗ (справа) показана на рис. 3.

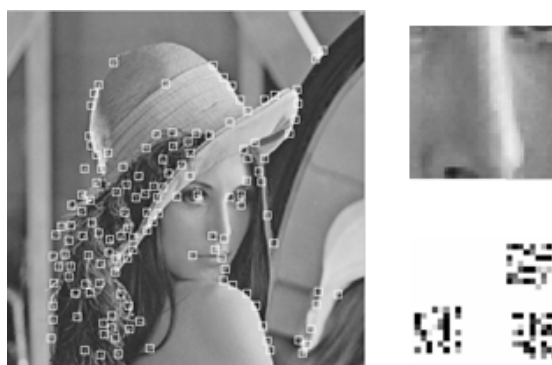


Рис. 3 Найденные особые точки и фрагменты увеличенных областей с ЦВЗ

В работе была исследована эффективность ЦВЗ к воздействию искажений изображения к гауссовому шуму, JPEG компрессии и геометрических изменений в виде сдвига, масштабирования, поворота. Исследования устойчивости ЦВЗ к вышеперечисленным атакам при помощи корреляционной обработки показали, что вероятность ошибки на бит после декодирования ЦВЗ достаточно сильно зависит от коэффициента масштабирования и уровня шума, приводящих к росту числа битовых вставок и выпадений. Полученная в экспериментах максимальная степень искажения, дающая возможность распознать введенные символы ЦВЗ человеком составила порядка 30% искажений от общего количества вводимых бит. Таким образом, предложенный и исследованный в работе селективный метод введения ЦВЗ в полутоновое изображение позволяет применить его как для теста о наличии-отсутствии ЦВЗ, так и для его считывания.

Библиографический список

- 1 Walton, S. Information Authentication for a Slippery New Age / S. Walton // *Ur. Dobbs Journal*, vol. 20, no. 4, Apr 1995, pp. 18 – 26.
- 2 Zhu, B. Transparent Robust Authentication and Distortion Measurement Technique for Images / B. Zhu, M. D. Swanson, and A. Tewfik, 1997.
- 3 Тропченко, А. Ю. Методы маркирования цифровых изображений в частотной области / А.Ю. Тропченко, Ван Цзянь // *Научно-технический вестник Санкт-Петербургского государственного университета информационных технологий, механики и оптики*, № 6 (70), 2010.
- 4 Кошкина, Н. В. Методы синхронизации цифровых водяных знаков / Н. В. Кошкина // *Кибернетика и системный анализ*, №1, 2008, с. 180 – 188.
- 5 Keita Takahara. Image Watermarking Algorithms with Synchronization Mechanism Using Self-synchronization Decoding and Feature Points / Keita Takahara, Kazuhiko Yamaguchi, Mariko Nakano-Miyatake, Hector Perez-Meana // *Proc. Of Electronics, Robotics and Automotive Mechanics Conference (CERMA)*, Sept. 28 2010-Oct. 1 2010, pp. 515 – 519.
- 6 Assanovich, B. A. Flow Watermarking with Varshamov–Tenengol'ts Codes in Networks with Packet Losses / B.A. Assanovich et al. // *Информационные компьютерные технологии: проектирование, разработка, применение: сб. науч. ст. / ГрГУ им. Я. Купалы; редкол.: А. М. Кадан (гл. ред.) [и др.]. – Гродно: ГрГУ, 2013. – С. 80 – 85.*
- 7 Levenshtein, Vladimir I. Binary codes capable of correcting deletions, insertions and reversals / Vladimir I. Levenshtein // *Soviet Physics-Doklady*, 8 Feb. 1966, pp. 707 – 710.
- 8 M. Kutter, F. Hartung. Introduction to Watermarking Techniques in Information Techniques for Steganography and Digital Watermarking / S. C. Katzenbeisser et al. // *Eds. Northwood, MA: Artec House, Dec. 1999, pp. 97 – 119.*
- 9 Pranab Kumar Dhar. An Efficient Image Watermarking System Based on Error Correcting Codes in DCT Domain / Pranab Kumar Dhar, Mohammad Ibrahim Khan and Sujana Chowdhury // *Military Institute of Science and Technology (MIST) Journal*, Vol. 3, 2011.

NOISE COMBAT IN 3-D GENERATION WATERMARKING IN DFT DOMAIN WITH VARSHAMOV-TENENGOL'TS CODES

Assanovich B. A., Gavrilova I. L., Karacharskaya M. L.,
Educational Establishment Yanka Kupala Grodno State University,
bas@grsu.by, iren_ka@tut.by, m.karacharskaya@grsu.by

Method of 3-d generation image watermarking in DFT domain with Varshamov-Tenengol'ts codes resistant to noise after JPEG compression and main geometric transformation has been proposed and investigated.

О СОВМЕСТНОЙ ОБРАБОТКЕ ПОКАЗАНИЙ ИНЕРЦИАЛЬНОГО БЛОКА И СИСТЕМЫ ВИДЕОАНАЛИЗА

Бобылев А.Н., Кручинин П.А., Чертополохов В.А.
 МГУ им. М.В.Ломоносова, balex89@gmail.com

Современные экспериментальные методы в биомеханике активно используют различные виды измеренных систем: акселерометры, силовые платформы, системы видеоанализа и др. Анализ движений с помощью каждой системы в отдельности могут затруднить значительные инструментальные погрешности и неточности в определении некоторых параметров. В этом случае применяется подход состоящий в комплексировании нескольких наборов измерений разной природы с использованием математических моделей движения [1]. Примером может служить совместная обработка показаний акселерометра и системы видеоанализа [2]. Похожая задача возникает в связи с возможностью исследования движения головы космонавта на орбите в рамках решения проблемы протезирования вестибулярного аппарата.

Пусть на голову испытуемого может плотно одеваться шлем с трехкомпонентным акселерометром и датчиком угловой скорости, закрепленном в произвольном месте. На шлеме и голове в характерных точках размещаются несколько маркеров, так чтобы с высокой точностью было известно их относительное расположение с осями вестибулярного аппарата. Координаты маркеров в неподвижных осях комнаты измеряются системой видеоанализа. Требуется смоделировать в лаборатории на Земле показания акселерометра при движении в невесомости в проекциях на оси чувствительности вестибулярного аппарата. Для этого моделирования необходимо вычистить из показаний трехкомпонентного акселерометра вектор удельной силы тяжести. Это возможно, так как предварительная калибровка системы видеоанализа выставляет одну из осей

комнаты вертикально. Тогда задача сводится к определению параметров, задающих положение маркеров в осях датчиков инерциального блока.

Пусть на твердом теле жестко закреплены трехкомпонентный динамический блок и группа маркеров, неподвижных относительно друг друга. Предполагается, что система видеоанализа способна распознать группу маркеров как тестовое твердое тело, однозначным образом связать с ним систему координат $Mx^M y^M z^M$ и определить её ориентацию $\mathbf{T}_o(t)$ и координаты центра \mathbf{r}_o в неподвижных осях комнаты $Ox^o y^o z^o$. С осями чувствительности датчиков инерциального блока связан трехгранник $Ax^A y^A z^A$, где A – центр чувствительной массы акселерометра. Относительное расположение и ориентация трехгранников $Mx^M y^M z^M$ и $Ax^A y^A z^A$ могут быть произвольными.

Пользуясь кинематическими соотношениями для сложного движения, можно получить выражения для векторов ускорения \mathbf{f}_A точки A и угловой скорости \mathbf{f}_ω трехгранника $Ax^A y^A z^A$ в осях $x^A y^A z^A$:

$$\mathbf{f}_A = \mathbf{f}_A(\mathbf{T}, \mathbf{r}, \ddot{\mathbf{r}}_o, \boldsymbol{\alpha}, \dot{\boldsymbol{\alpha}}, \ddot{\boldsymbol{\alpha}}), \quad \mathbf{f}_\omega = \mathbf{f}_\omega(\mathbf{T}, \boldsymbol{\alpha}, \dot{\boldsymbol{\alpha}}), \quad (1)$$

где $\boldsymbol{\alpha}(t) = \boldsymbol{\alpha}(\mathbf{T}_o(t))$ – углы поворота Крылова, \mathbf{T} – матрица перехода от осей $x^M y^M z^M$ к осям $x^A y^A z^A$, \mathbf{r} – вектор \overline{MA} в осях $x^M y^M z^M$. \mathbf{T} и \mathbf{r} – неизвестные параметры,

Показания акселерометра и датчика угловой скорости $\tilde{\mathbf{f}}_A, \tilde{\mathbf{f}}_\omega$ содержат неизвестные заранее систематические Δ_A, Δ_ω и случайные ξ_A, ξ_ω погрешности:

$$\tilde{\mathbf{f}}_A = \mathbf{f}_A + \Delta_A + \xi_A, \quad \tilde{\mathbf{f}}_\omega = \mathbf{f}_\omega + \Delta_\omega + \xi_\omega \quad (2)$$

Аналогично значения углов $\tilde{\boldsymbol{\alpha}}$, вычисленные по показаниям системы видеоанализа, содержат случайные ошибки ξ_α : $\tilde{\boldsymbol{\alpha}} = \boldsymbol{\alpha} + \xi_\alpha$.

Подстановка выражений (1) в (2) дает нелинейные соотношения, связывающие измерения акселерометра, ДУС и системы видеоанализа. В отсутствие автоматической синхронизации по времени записей показаний измерительных систем необходимо ввести синхронизирующий параметр τ :

$$\tilde{\mathbf{f}}_A(t + \tau) = \mathbf{f}_A(\mathbf{T}, \mathbf{r}, \ddot{\mathbf{r}}_o, \tilde{\boldsymbol{\alpha}}(t), \dot{\tilde{\boldsymbol{\alpha}}}(t), \ddot{\tilde{\boldsymbol{\alpha}}}(t)) + \Delta_A + \xi_A(t), \quad \tilde{\mathbf{f}}_\omega(t + \tau) = \mathbf{f}_\omega(\mathbf{T}, \tilde{\boldsymbol{\alpha}}(t), \dot{\tilde{\boldsymbol{\alpha}}}(t)) + \Delta_\omega + \xi_\omega(t) \quad (3)$$

Соотношения (3) можно рассматривать, как уравнения относительно неизвестных параметров: матрицы \mathbf{T} и вектора $\mathbf{p} = (\mathbf{r}^T, \Delta_A^T, \Delta_\omega^T, \tau)$.

Значения параметров могут быть получены путем сведения исходной задачи к линейной и использования итерационного алгоритма оценивания. Для этого параметры представляются в виде суммы априорных значений $\mathbf{T}_a, \mathbf{p}_a$ и малых отклонений:

$$\mathbf{T} = \mathbf{T}_a + \hat{\boldsymbol{\gamma}}\mathbf{T}_a = (\mathbf{E} + \hat{\boldsymbol{\gamma}})\mathbf{T}_a, \quad \mathbf{p} = \mathbf{p}_a + \mathbf{p}_\Delta, \quad (4)$$

где $\mathbf{E} + \hat{\boldsymbol{\gamma}}$ – матрица малого поворота на углы $\boldsymbol{\gamma}$. Такое представление матрицы \mathbf{T} сохраняет ее ортогональность. Подстановка (4) в (3) и линеаризация уравнений по малым независимым параметрам $\mathbf{q} = \begin{pmatrix} \boldsymbol{\gamma} \\ \mathbf{p}_\Delta \end{pmatrix}$, дает соотношения, которые будучи записанными для каждого момента времени, формируют переопределенную линейную систему:

$$\mathbf{B}(\ddot{\mathbf{r}}_o, \tilde{\boldsymbol{\alpha}}(t), \dot{\tilde{\boldsymbol{\alpha}}}(t), \ddot{\tilde{\boldsymbol{\alpha}}}(t), \tilde{\mathbf{f}}_A, \tilde{\mathbf{f}}_\omega)\mathbf{q} = \mathbf{C}(\ddot{\mathbf{r}}_o, \tilde{\boldsymbol{\alpha}}(t), \dot{\tilde{\boldsymbol{\alpha}}}(t), \ddot{\tilde{\boldsymbol{\alpha}}}(t), \tilde{\mathbf{f}}_A, \tilde{\mathbf{f}}_\omega) + \boldsymbol{\eta}, \quad (5)$$

где $\boldsymbol{\eta}$ – вектор, зависящий от случайных ошибок $\xi_A, \xi_\omega, \xi_\alpha$.

Оценка вектора \mathbf{q} доставляется решением системы (5) методом наименьших квадратов с применением метода сингулярного разложения для случая, если одна или несколько компонент вектора окажется ненаблюдаемой. По компонентам вектора \mathbf{q} вычисляются оценки \mathbf{T} , \mathbf{p} , используемые в качестве опорных значений на следующей итерации алгоритма.

Проведение численного моделирования с анализом сингулярных чисел матрицы \mathbf{B} позволило разработать набор движений, обеспечивающих наилучшую наблюдаемость для параметров. Эти движения состоят из последовательных поворотов с ускорением вокруг каждой оси чувствительности акселерометра и ДУС.

Разработанный алгоритм оценки параметров опробован на результатах эксперимента, в котором движение головы моделировалось поворотами платформы. На платформу жестко крепился инерциальный блок ADIS16405 фирмы Analog Devices, оснащенный трехкомпонентным акселерометром и датчиком угловой скорости с совпадающими осями чувствительности. Также на платформе закреплялась жесткая конструкция с набором светоотражающих маркеров, положение которой отслеживалось системой видеотрекинга ARTtrack2 производства фирмы A.R.T. GmbH (Германия), состоящей из восьми инфракрасных видеокамер и вычислителя. Платформа устанавливалась на штатив со сферическим шарниром. Выполнялись плавные колебательные повороты платформы в окрестности каждой из трех осей. Проводилась запись показаний системы видеонализа и инерциального блока. Грубая синхронизация данных измерительных систем выполнялась вручную по моментам времени фиксации импульсных движений в начале и конце записи.

В соответствии с предложенным алгоритмом после трех итераций были получены оценки $\tilde{\mathbf{q}}$. Анализ компонентов сингулярного разложения матрицы \mathbf{B} показал, что наилучшие оценки удастся получить для углов поворота γ и ошибки ручной синхронизации τ .

Оценки $\tilde{\mathbf{T}}$ и $\tilde{\mathbf{r}}$ сравнивались со значениями, полученными на основе предварительных измерений расстояний между маркерами и характерными точками на корпусе инерциального блока. Матрица \mathbf{T} ориентации определяется с точностью до поворота на $\sim 3^\circ$, при этом ошибка определения вектора \mathbf{r} достигала 20%.

Таким образом предлагаемая процедура позволяет вычислять ориентацию с приемлемой точностью и не позволяет корректно определять радиус вектор, соединяющий начала координатных осей. Этот вывод подтверждается сингулярным разложением матрицы \mathbf{B} . Следует отметить, что аналогичная процедура оценивания \mathbf{T} при использовании априорных значений для вектора \mathbf{r} позволяет определять ориентацию с той же точностью с применением упрощенного алгоритма.

Библиографический список

1. Кручинин П.А., Мишанов А.Ю., Использование математических моделей движения человека при обработке измерительной информации в биомеханике // «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии. ФРЭМЭ 2008»: доклады 8-й международной научно-технической конференции. Книга 1. --- Владимир, 2008, С. 259-262.
2. Бобылев А.Н., Болотин Ю.В., Воронов А.В., Кручинин П.А., О двух модификациях метода наименьших квадратов в задаче восстановления утерянной информации системы видеонализа по показаниям акселерометра // Российский журнал биомеханики, 2012, Т. 16, N 1, с. 89-101

ON INERTIAL MEASUREMENT UNIT AND MOTION CAPTURE SYSTEM INDICATIONS INTEGRATION

Bobylev A.N., Kruchinin P.A., Chertopolokhov V.A.
Moscow Lomonosov State University, balex89@gmail.com

In this study we consider the use of methods of different sensors information integration for the problem of experimental inertial measurement unit indications modeling for motion in gravity-free state using motion capture system indications. The mathematical model based on kinematic equations contains unknown parameters (sensors and motion capture system axis relative orientation and vector joining axis reference points) that should be identified. The sensors indication errors are included in this model too. The algorithm of parameters identification is based on iterative least squares method and the technique of estimation degrees. The algorithm accuracy for orientation estimation is 3° while vector is estimated with up to 20% error.

КЛАССИФИКАЦИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ СЕРДЦА МЕТОДАМИ ДИСКРИМИНАНТНОГО АНАЛИЗА

Садыков С. С., Белякова А. С.

ФГБОУ ВПО «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых» (филиал) Муромский институт, sadykovss@yandex.ru, asbelyakova@rambler.ru

Исследование последних лет в области диагностики кардиологических заболеваний направлены на создание автоматизированного оборудования для проведения обследований и анализов их результатов. Большая часть таких систем предоставляет возможности для обработки данных конкретного типа (параметров ЭКГ, мониторингования артериального давления и др.), не позволяя осуществить их интерпретацию в комплексе. Поэтому врачу-кардиологу приходится вручную сопоставлять результаты и анализировать их для постановки диагноза. Решение данной проблемы может быть найдено в использовании средств математической статистики для анализа данных и применение ее возможностей при диагностике заболеваний.

Целью работы является разработка классификационных правил для определения заболевания сердца пациента.

В качестве объекта исследования используются результаты обследований пациентов кардиологического отделения больницы г. Мурома Владимирской области. Была сформирована обучающая выборка данных, содержащая параметры, выявленные при следующих состояниях сердца: у здоровых пациентов (ЗД), у пациентов с артериальной гипертензией (АГ), у пациентов с гипертонической болезнью 1, 2 и 3 степени (ГБ, ГБ2, ГБ3, соответственно), у пациентов с прогрессирующей стенокардией (ПС), у пациентов со стенокардией напряжения (СН). Каждому из них проводился первичный осмотр и опрос, обследование на КардиоВизоре, измерялось артериальное давление [1,2]. Полученные параметры описаны в таблице 1:

Таблица 1 — Анализируемые параметры

№	Параметр	Описание	№	Параметр	Описание	№	Параметр	Описание
1	x_1	Индекс миокарда	11	x_{11}	G9	21	x_{21}	САД
2	x_2	Индекс ритма	12	x_{12}	Возраст	22	x_{22}	ДАД
3	x_3	G1	13	x_{13}	Пол	23	x_{23}	Наследственность
4	x_4	G2	14	x_{14}	Вес	24	x_{24}	Гиподинамия
5	x_5	G3	15	x_{15}	Рост	25	x_{25}	Боли в сердце
6	x_6	G4	16	x_{16}	ЧСС	26	x_{26}	Одышка
7	x_7	G5	17	x_{17}	Ожирение	27	x_{27}	Отеки
8	x_8	G6	18	x_{18}	Курение	28	x_{28}	Нарушения ритма
9	x_9	G7	19	x_{19}	Сахарный диабет	29	x_{29}	Слабость
10	x_{10}	G8	20	x_{20}	Частые стрессы	30	x_{30}	Головные боли

Для осуществления классификации заболеваний на основе результатов обследований был проведен дискриминантный анализ. С помощью него на основании независимых переменных объект может быть причислен к одной из двух (или к одной из нескольких) заданных заранее групп. Проведение дискриминантного анализа сводится к построению дискриминантных функций:

$$d = b_0 + b_1x_1 + b_2x_2 + \dots + b_nx_n,$$

где x_1, x_2, \dots, x_n - признаки ССЗ, b_1, b_2, \dots, b_n - коэффициенты дискриминантной функции, n - количество анализируемых признаков.

Целью выполнения анализа определение таких коэффициентов, чтобы по значениям дискриминантной функции можно было с максимальной четкостью провести разделение по группам.

Таблица 2 — Классификационная матрица

	ЗД	АГ	ГБ	ГБ2	ГБ3	ПС	СН	% правильно классифицированных
ЗД	168	0	0	0	0	0	0	100
АГ	0	169	2	1	0	0	0	98
ГБ	0	0	137	9	5	9	12	80
ГБ2	0	0	0	1174	0	0	25	100
ГБ3	0	0	3	13	136	0	15	85
ПС	0	2	5	14	0	140	15	80
СН	0	0	10	1	0	1	157	93
Итого	169	144	212	146	168	150	209	89

При проведении дискриминантного анализа была получена классификационная матрица (таблица 2), содержащая информацию о количестве правильно классифицированных объектов принадлежащих каждой из групп заболеваний[3]:

По таблице 2 видно, что наилучший результат достигается при диагностике заболевания Гипертоническая болезнь 2, а наихудший при Гипертонической болезни. Это обусловлено близостью значений признаков при этих заболеваниях, так эти патологии очень близки между собой. Следовательно, необходимо расширение диагностических признаков для корректной классификации рассматриваемых ССЗ.

Для оценки расстояний между группами с учетом корреляционных связей между анализируемыми параметрами оценим квадрат расстояния Махаланобиса[4]:

$$D_m(x) = \sqrt{(x - \mu)^T S^{-1} (x - \mu)},$$

где x набор значений признаков пациента, μ - набор средних значений признаков при данном ССЗ.

Чем больше расстояние, тем больше различие между наборами признаков, характерных для исследуемых заболеваний.

Таблица 3 — Расстояние Махаланобиса между группами

	ЗД	АГ	ГБ	ГБ2	ГБ3	ПС	СН
ЗД	0,00						
АГ	7,93	0,00					
ГБ	9,22	3,88	0,00				
ГБ2	9,36	3,54	3,30	0,00			
ГБ3	9,84	7,80	7,06	7,65	0,00		
ПС	9,05	3,48	3,86	2,91	7,94	0,00	
СН	9,34	3,42	2,82	2,46	7,11	2,90	0,00

По таблице 3 видно, что максимальное расстояние существует между здоровыми пациентами и пациентами с патологиями, а при близких патологиях расстояние Махаланобиса минимально [4].

С учетом таблиц 1 и 2 были получены дискриминантные функции для каждого из исследуемых ССЗ (таблица 3):

Таблица 4 — Значения коэффициентов дискриминантных функций

	АГ	ГБ	ГБ2	ГБ3	ЗД	ПС	СН
b_1	0,123	0,183	0,169	0,252	0,076	0,206	0,134
b_2	0,087	0,116	0,101	0,110	0,063	0,088	0,091
b_3	0,262	0,185	0,023	0,029	0,018	0,007	0,005
b_4	0,089	0,568	-0,639	0,107	0,087	0,119	0,011
b_5	0,740	0,202	0,262	-0,024	0,103	0,510	0,038
b_6	0,349	0,310	-0,036	-0,108	0,002	0,422	0,069
b_7	0,846	1,020	1,023	2,660	0,870	2,766	1,266
b_8	0,300	0,439	0,450	0,427	0,521	0,752	0,494
b_9	0,363	0,350	0,018	0,419	0,061	0,281	0,514
b_{10}	-1,046	0,470	1,882	1,259	-1,250	1,314	1,594
b_{11}	0,173	0,036	-0,066	0,288	-0,034	0,216	0,085
b_{12}	0,281	0,292	0,287	0,303	0,184	0,375	0,365
b_{13}	6,577	6,413	7,001	7,100	6,835	6,528	7,068
b_{14}	0,445	0,153	0,125	0,100	0,279	0,095	0,107
b_{15}	0,492	0,967	0,977	0,963	0,977	0,966	0,995
b_{16}	0,729	0,646	0,675	0,628	0,644	0,618	0,623
b_{17}	1,575	1,632	1,533	1,592	1,434	1,571	1,574
b_{18}	3,849	1,269	0,533	0,885	1,013	0,930	1,025
b_{19}	0,402	1,280	0,836	1,058	-1,465	1,019	1,145
b_{20}	2,086	2,358	2,423	2,554	2,352	2,339	2,310
b_{21}	0,075	0,082	0,079	0,082	0,050	0,088	0,079
b_{22}	0,127	0,150	0,172	0,175	0,113	0,155	0,156

b_{23}	1,477	1,492	1,664	1,473	1,663	1,607	1,576
b_{24}	1,398	1,307	1,336	1,204	1,322	1,209	1,170
b_{25}	1,920	1,895	1,891	2,036	0,538	1,810	1,879
b_{26}	1,615	1,750	1,855	1,730	0,508	1,684	1,905
b_{27}	1,652	1,445	1,425	1,594	0,172	1,437	1,404
b_{28}	0,587	0,859	0,892	0,914	-0,393	0,702	0,912
b_{29}	0,994	0,892	0,754	0,840	-0,651	0,651	0,807
b_{30}	1,420	1,413	1,429	1,396	0,231	1,255	1,395
b_0	-141,470	-174,980	-169,390	-170,795	-143,989	-172,420	-169,316

Результат тестирования полученных дискриминантных функций представлен на рисунке 1:

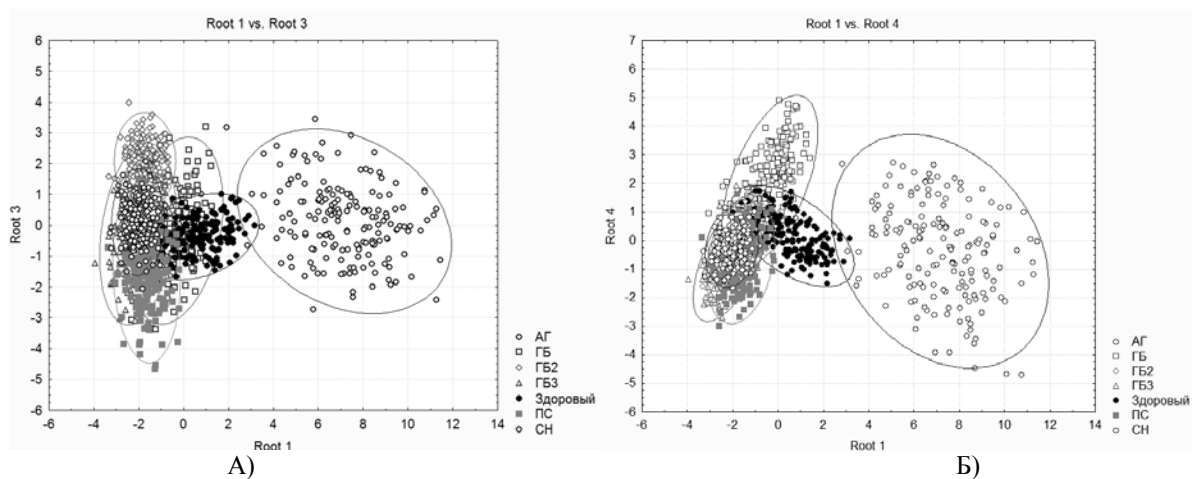


Рисунок 1 – Тестирование дискриминантных функций, вид относительно разных осей вращения

По рисунку 1 видно, что с помощью полученных дискриминантных функции наилучшим образом осуществляется классификация пациентов с артериальной гипертензией.

Заключение

В результате проведения исследования разработаны дискриминантные функции, позволяющие диагностировать здоровых пациентов со 10%, артериальную гипертензию с 98% точностью.

Точность диагностирования снижается при наличии в обучающей выборке объектов с заболеваниями, имеющими одинаковую природу: прогрессирующая стенокардия (80%) и стенокардия напряжения (93%).

Для улучшения качества диагностики остальных исследуемых ССЗ требуется расширение диагностических параметров, что может быть достигнуто за счет вычисления дополнительных признаков изображений портрета сердца.

Библиографический список

1. Евстигнеева О.И., Сафиулова И.А., Белякова А.С. Влияние факторов риска на работу сердечной мышцы: наблюдение на кардиовизоре // Здоровье населения и среда обитания. 2011. -№4. - С.34-37.
2. Садыков С.С., Сафиулова И.С., Белякова А.С. Автоматическая объективная оценка и выбор наиболее значимых параметров для диагностики сердечно-сосудистых заболеваний // Автоматизация и современные технологии, №3, 2012. – С.27-33
3. Садыков С.С., Белякова А.С. Регрессионные модели стенокардии и зависимость их информативности от количества параметров работы сердца // Системы управления и информационные технологии, №3.1(45), 2011. – С. 190-194.
4. Дрейпер Н., Смит Г. Прикладной регрессионный анализ. В 2-х книгах: Кн.1 – М.: Финансы и статистика, 1986. – 366с. – Кн.2.-М.: Финансы и статистика, 1987. - 351с.

CLASSIFICATION OF DISEASES OF HEART BY METHODS OF THE DISCRIMINANT ANALYSIS

Sadykov S.S., Belyakova A.S.

Murom institute of vladimir state university, sadykovss@yandex.ru, asbelyakova@rambler.ru

In article classification of diseases of heart on the basis of discriminant functions is considered. Discriminant functions are created on the basis of the analysis of values of parameters of work of heart of the patient at various diseases. Results of cardiological inspections, anthropometrical signs and complaints of patients belong to studied parameters.

ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ДЛЯ АНАЛИЗА ВИДЕОФАЙЛОВ В ИССЛЕДОВАНИИ СЕНСОРНОЙ ИНТЕГРАЦИИ ЧЕЛОВЕКА

Брагинский М.Я., Бурыкин Ю.Г., Логинов С.И., Солодилов Р.О.
Сургутский государственный университет ХМАО Югры, mick17@mail.ru

Процессы сенсорной интеграции являются неотъемлемой частью работы центральной нервной системы. Информация, получаемая от органов чувств, организуется в сенсорно-перцептивные образы. Важную роль в процессе построения перцептивного образа играют моторные процессы: движения рук при осязании, движения глаз при зрительном восприятии, движения гортани при распознавании речи. Между зрительным и двигательным анализатором в период онтогенеза происходит установление тесных взаимосвязей, постепенное усложнение сенсомоторной организации, что обеспечивает координированное выполнение точных движений, формирование сложных двигательных навыков [1].

Феноменологический подход в исследованиях позволил выявить характерные произвольные двигательные реакции верхних конечностей человека при восприятии различных цветов [2]. Паттерны наблюдаемых реакций представлены в таблице 1.

Таблица 1 — Паттерны двигательных реакций верхних конечностей человека при цветовосприятии

Тип цветового стимула	Описание наблюдаемых двигательных реакций верхних конечностей человека
Красный (620-760 нм)	Симметричное сгибание I-V пальцев. Форма кисти принимает вид, характерный для захватывания шарообразного предмета с возможными вариациями (например, свисающая кисть).
Оранжевый (585-620 нм)	Ассиметричное сгибание II-V пальцев с более выраженным сгибанием II пальца. Форма кисти принимает вид, характерный для захватывания шарообразного предмета с опущенным вниз II пальцем.
Желтый (575- 585 нм)	Сгибание II пальца и отведение III-V пальцев. Форма кисти принимает веерообразный вид с опущенным вниз II пальцем и более выражено отведенным V пальцем.
Зеленый (510-575 нм)	Слабо выраженная супинация предплечья и ассиметричное сгибание (опускание) III-V и II пальцев. III-V пальцы в пространстве расположены ступенчато относительно друг друга. V палец отведен и расположен ниже. II палец сгибается с большей амплитудой по сравнению с остальными.
Синий (450-480 нм)	Ассиметричное сгибание (опускание) III-V пальцев и их пространственное ступенчатое расположение относительно друг друга. При этом V палец расположен ниже остальных. Отмечается слабо выраженная супинация предплечья. Кисть расположена в пространстве под небольшим углом к горизонтальной поверхности, III-V пальцы по уровню располагаются ниже остальных.

Описанные реакции устойчиво воспроизводятся в эксперименте у любого человека, не имеющего патологии со стороны органов зрения или двигательного аппарата.

Для автоматизированной обработки экспериментальных данных было создано авторское программное обеспечение, позволяющее производить количественную оценку произвольных двигательных реакций верхних конечностей человека при цветовосприятии. Исходными материалами для обработки служили видеофайлы формата AVI с записями экспериментов, которые затем разбивались на кадры. На каждом кадре находились контрольные точки, и их координаты записывались в файл. Таким образом, была получена характеристика переходного процесса в нервно-мышечной системе человека при предъявлении цветовых стимулов.

Библиографический список

1. Айрес Э. Дж. Ребенок и сенсорная интеграция. Понимание скрытых проблем развития / Э. Дж. Айрес; [пер. с англ. Юлии Даре]. – М.: Теревинф, 2009. – 272 с.
2. Бурыкин Ю.Г. Системный анализ состояния биологических динамических систем в условиях действия слабых электромагнитных полей: Автореф... дис. канд. биол. наук. – Сургут, 2009. – 24 с.

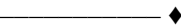
3. Логинов, С.И. Влияние фотостимуляции зрительного анализатора на показатели постурального тремора стрелков-полиатлонистов / С.И. Логинов, М.Я. Брагинский, Ю.Г. Бурькин // Теория и практика физической культуры. - 2012. - № 6. - С. 90-94.

SOFTWARE FOR ANALYSIS OF VIDEO-FILES IN RESEARCH OF HUMAN'S SENSORY INTEGRATION

M.Y. Braginsky, Y.G. Burikin, S.I. Loginov, R.O. Solodilov

Surgut State University, mick17@mail.ru

Specific patterns in manual involuntary movements during chromatic perception in research of human's sensory integration was discovered. The special software for analysis of video-files those contain the data about manual movements was designed. The processing of video-files allows to estimate human's sensory reactions quantitatively.



АДАПТИВНАЯ СЕГМЕНТАЦИЯ ОБЪЕКТОВ ИЗОБРАЖЕНИЯ С ПОМОЩЬЮ КЛЕТОЧНЫХ АВТОМАТОВ

Трапезников И.Н., Антипов В.А., Коковкина В.А..

Ярославский государственный университет им. П. Г. Демидова

trapeznikoff@list.ru, valant777@gmail.com, thief_rus@yahoo.com

Введение

Повсеместное применение интеллектуальных компьютерных систем приводит к постоянному увеличению обрабатываемой информации. Особенно это заметно в системах автоматической обработки цифровых изображений. В этой области развитие камер с высоким разрешением во многом опережает вычислительные характеристики алгоритмов, связано это в первую очередь с большими размерами самого изображения. При этом часто большую часть кадра занимает фона анализируемой сцены, и лишь небольшой процент занимает сам объект.

Все это приводит к необходимости применения алгоритмов сегментации изображения. Зачастую высокая вариативность входных данных не позволяет выработать какие-либо шаблонные правила для корреляционных алгоритмов или задать четкие дескрипторы объекта. Необходимо разрабатывать алгоритмы, основанные на принципах адаптации под информационное содержимое кадра. Примером такого подхода может служить метод клеточных автоматов.

Клеточный автомат – это математический объект с дискретным пространством и временем. Каждое положение в пространстве представлено отдельной клеткой, а каждый момент времени – дискретным шагом или поколением. Состояние каждой клетки определяется некоторыми правилами взаимодействия. Эти правила предписывают изменения состояния каждой клетки в следующем такте времени в ответ на текущее состояние соседних клеток.

Основные свойства модели клеточных автоматов следующие:

- Локальность правил. На новое состояние клетки могут влиять только её собственное значение и элементы её окрестности.
- Однородность системы.
- Множество возможных состояний клетки - конечно. Это условие необходимо, чтобы для получения нового состояния клетки требовалось конечное число операций. Отметим, что оно не мешает использовать клетки для хранения чисел с плавающей точкой при решении прикладных задач.
- Значения во всех клетках меняются одновременно, в конце итерации, а не по мере вычисления. В противном случае порядок перебора клеток решётки, при совершении итерации, существенно влиял бы на результат.

Необходимо отметить, что на практике, при решении определённых задач, возникает потребность в том, чтобы переопределить некоторые свойства.

Одним из примеров систем, где необходимо применение автоматического алгоритма сегментации объектов может выступить система автоматического распознавания номерного знака автомобилей.

Целью данной работы является разработка алгоритма выделения текстовых символов на номерном знаке.

Клеточные автоматы, применяющиеся для сегментации изображений

В сегментации изображений применяется клеточный автомат, основанный на следующих принципах.

Вводится монотонно убывающая функция $g(x)$, изменяющаяся в диапазоне $[0,1]$, которая описывает близость цветов двух пикселей (x обычно является нормой разницы цветов пикселей). Базовый вариант развития клеточного автомата можно описать следующим образом: на каждой итерации каждую клетку p «атакуют» все её соседи q (клетки, соответствующие соседним пикселям): если $\theta_q * g(\|C_p - C_q\|) > \theta_p$, то

происходит "захват" (или "съедание") данной клетки - её метка меняется на метку "захватчика", а её сила становится равной $\theta_q * g(\|C_p - C_q\|)$.

Сам клеточный автомат определяется тремя параметрами (S, N, δ), где:

δ – локальная функция перехода (правило). Определяет правило вычисления состояния клетки в момент времени $t+1$, учитывая состояние клеток соседей в предыдущий момент времени t .

N – система соседей; наиболее распространенными являются соседство фон Неймана (4-связная область) и соседство Мура (8-связная область).

S – непустой набор состояний системы. Состояние S_p текущей клетки в свою очередь также определяется тремя параметрами (l_p, θ_p, C_p), где l_p – метка, обозначающая, к какому объекту относится текущая клетка, θ_p – «сила» текущей клетки, определенная, как правило, в диапазоне $[0,1]$, C_p – вектор особенностей клетки, определяемый свойствами самого изображения (например, вектором особенностей может являться трехмерный вектор цвета в пространстве RGB или значение интенсивности для монотонного изображения).

Также, как правило, необходимым условием для клеточного автомата является наличие так называемых "семян", или "зерен" – пикселей с заранее известными силой и меткой, с которых клеточный автомат начнет работу.

Алгоритм сегментации символов

Для выделения текстовых символов на номерном знаке используется последовательность из клеточных автоматов, каждый из которых выполняет специализированную задачу. Клеточные автоматы запускаются в заданной последовательности, и каждый очередной этап начинает работу на поле, которое было сформировано предыдущим клеточным автоматом.

В первом клеточном автомате ищутся локальные экстремумы и их области для того, чтобы расставить размеченные на два класса семена для последующего этапа (Рис. 1). Данный клеточный автомат необходимо запускать 2 раза: для нормального и для инвертированного изображения, поскольку на следующем этапе необходимо иметь два вида семян: "черный цвет" и "белый цвет".



Рис. 1. Блок-схема работы первого клеточного автомата.

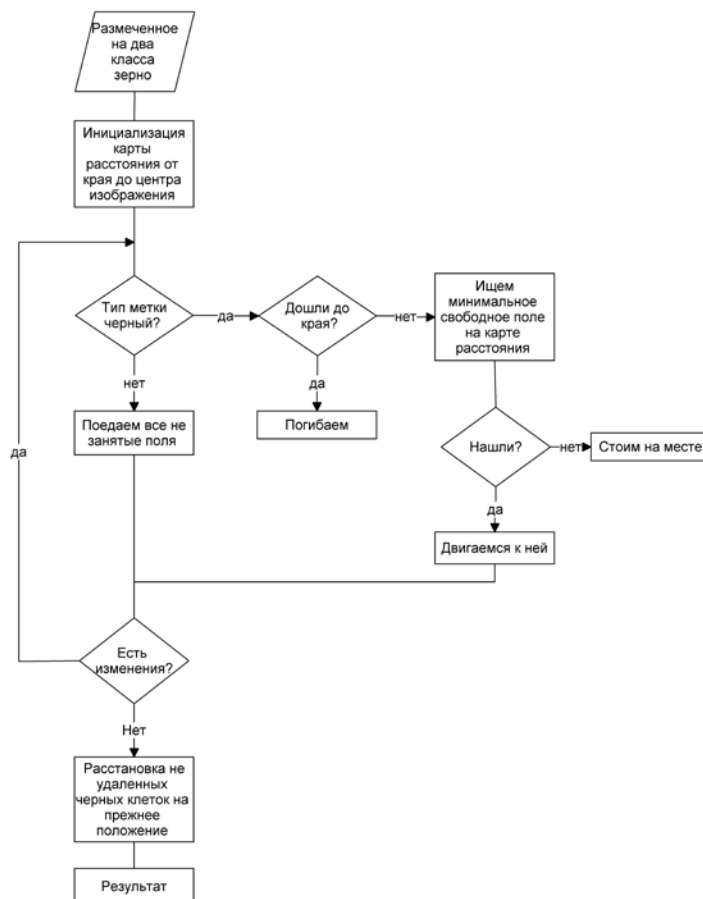


Рис. 2. Блок-схема работы второго клеточного автомата.

Во втором клеточном автомате отсеиваются семена, помеченные как "черный цвет", которые находятся не на символе, а, например, на рамке номерного знака. В результате его работы все клетки с меткой "черный цвет" "убегают" от центра к краям изображения, а клетки с меткой "белый цвет" разрастаются и окружают

черные клетки. Пойманные клетки перестают двигаться. Те клетки, которые вышли за край изображения, далее не рассматриваются (Рис. 2).

В третьем клеточном автомате участвуют только клетки с меткой "черный цвет". Каждая связанная область, образованная данными клетками, захватывает самый минимальный по интенсивности пиксель на своей границе. После некоторого числа итераций собирается статистика из захваченных пикселей и по ней ставится порог по интенсивности. Затем захватываются пиксели на границе областей, которые удовлетворяют порогу (Рис. 3).

Рис. 3. Блок-схема работы третьего клеточного автомата

Описанный алгоритм позволяет уйти от разработки шаблонов под каждый тип входных данных и поэтому является адаптивным к информационному содержанию анализируемого кадра. В то же время в этом кроется сложность в настройке алгоритма – необходимо составить и разметить большую базу не коррелированных тестовых изображений, чтобы добиться решающего правила, стабильного для всех условий применения.

ADAPTIVE IMAGE OBJECT SEGMENTATION USING CELLULAR AUTOMATON

Trapeznikov I. N., Antipov V. A., Kokovkina V. A.

Demidov Yaroslavl State University

trapeznikoff@list.ru, valant777@gmail.com, thief_rus@yahoo.com

This article describes a segmentation algorithm based on cellular automata techniques. Proposed combination of several cellular automaton, which step by step perform different specialized action. The developed algorithm is used to segment text characters on the digital image containing automobile license plate.

Adaptability to the information content of the frame is achieved by automatic placement of seeds in the image. Additionally, the algorithm introduced processing stage license plate frame. Seeds which have got on the license plate frame are pushed outside of the image and it improves the quality of segmentation.



ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС АВТОМАТИЗИРОВАННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ ПРОСТРАНСТВЕННОЙ ОРГАНИЗАЦИИ КЛЕТОК КОРЫ ГОЛОВНОГО МОЗГА ЧЕЛОВЕКА ПО ГИСТОЛОГИЧЕСКИМ ИЗОБРАЖЕНИЯМ

Артюхова О.А., Холмова М.А., Самородов А.В.

Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана,

artyukhova@bmstu.ru, kholmova.marya@yandex.ru, avs@bmstu.ru

Объективный анализ морфологических изменений, наблюдающихся в коре головного мозга человека при психических заболеваниях, возможен только на основе количественных морфометрических исследований гистологических срезов. Результаты исследований препаратов коры головного мозга человека свидетельствуют о наличии изменений в структуре нервной ткани при психических заболеваниях. Ранее в работах Научного центра психического здоровья РАМН при использовании морфометрического стереологического метода

оптического диссектора было выявлено снижение численной плотности олигодендроцитов в префронтальной коре при шизофрении [1–3]. Не меньший интерес представляет выявление возможных изменений в упорядоченной пространственной организации нейронов и глиальных клеток в коре головного мозга. Такие изменения пространственной организации олигодендроцитов были обнаружены в белом веществе поля 9 префронтальной коры у больных шизофренией [4].

Ручной морфометрический анализ является чрезвычайно трудоемким и времязатратным процессом, предъявляющим высокие требования к квалификации исследователя. Данные недостатки обычно являются причиной небольшого объема выборки анализируемых изображений препаратов и приводят к низкой достоверности результатов.

Автоматизация анализа микроскопических изображений гистологических срезов не только позволяет устранить указанные недостатки ручного метода, но и открывает новые возможности для анализа сложных морфометрических параметров, расчет которых вручную не представляется возможным [5].

Программный комплекс автоматизированных исследований пространственной организации клеток коры головного мозга человека, реализованный в среде Matlab, выполняет следующие функции:

- загрузка микроскопического изображения из папки;
- автоматическая обработка изображения с целью нахождения центров олигодендроцитов и тел пирамидных нейронов. Обнаружение клеток осуществляется путем автоматической сегментации олигодендроцитов и тел пирамидных нейронов на изображении;
- опциональная ручная корректировка результатов автоматической обработки изображения: удаление или добавление новых клеток в том случае, если в результате автоматической сегментации клетки не были детектированы или были ложно детектированы;
- ручное выделение «области интереса», по которой будет проводиться количественный анализ распределения клеток;
- автоматический расчет количественных характеристик численной плотности и пространственного распределения олигодендроцитов и тел пирамидных нейронов [5];
- формирование отчета с результатами расчета предложенных количественных характеристик;
- сохранение результатов анализа.

Рабочее окно программы представлено на рисунке 1.

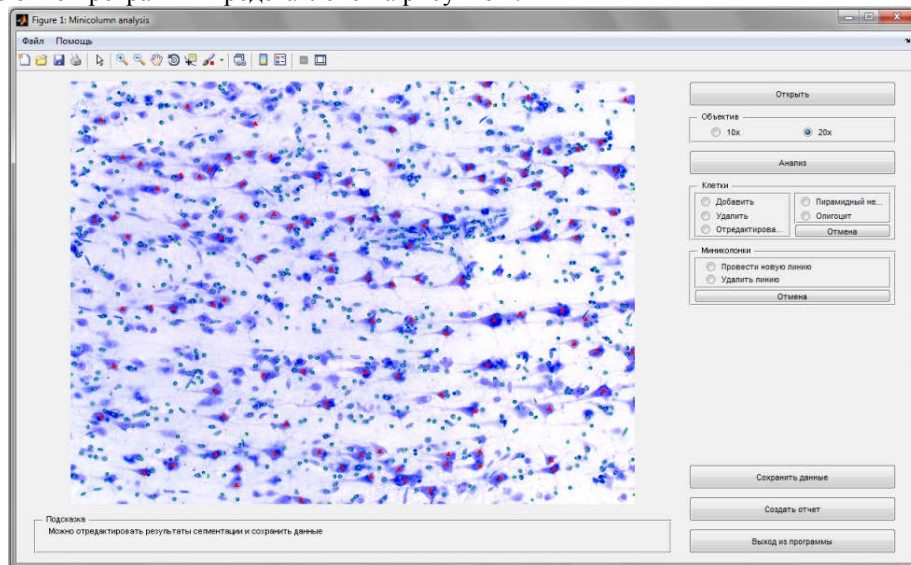


Рисунок 1 – Рабочее окно программы

Одним из основных элементов разработанного программного комплекса является алгоритм сегментации изображений, обеспечивающий нахождение олигодендроцитов и тел пирамидных нейронов. В результате анализа и сравнения нескольких методов сегментации изображений [5–7] был выбран алгоритм, основанный на классификации пикселей по их интенсивности.

Для классификации используется информация об интенсивности пикселей изображения в каналах различных цветовых пространств: L (Lab), S (HSV) и R (RGB). На первом этапе вручную выделяются участки изображения, принадлежащие трем областям изображения: фону, олигодендриту и телу пирамидного нейрона. Затем по данным участкам вычисляются средние значения интенсивности в каждом из выбранных каналов: μ_{bg}^L , μ_{bg}^S , μ_{bg}^R (для фона), μ_{ol}^L , μ_{ol}^S , μ_{ol}^R (для олигодендрита), μ_{pn}^S , μ_{pn}^L , μ_{pn}^R (для тела пирамидного нейрона).

Впоследствии для каждого пикселя вычисляются три евклидова расстояния между значениями его интенсивности (x^L, x^S, x^R) в трёх каналах (L, S, R) и средними значениями выделенных ранее образцов областей фона, олигодендроцита и тела пирамидного нейрона соответственно:

$$r_{bg} = \sqrt{(\mu_{bg}^L - x^L)^2 + (\mu_{bg}^S - x^S)^2 + (\mu_{bg}^R - x^R)^2},$$

$$r_{ol} = \sqrt{(\mu_{ol}^L - x^L)^2 + (\mu_{ol}^S - x^S)^2 + (\mu_{ol}^R - x^R)^2},$$

$$r_{pn} = \sqrt{(\mu_{pn}^L - x^L)^2 + (\mu_{pn}^S - x^S)^2 + (\mu_{pn}^R - x^R)^2}.$$

В результате классификации пиксель относится к той области, расстояние до которой минимально. В ходе последующей обработки полученных черно-белых масок клеток: олигодендроцитов и тел пирамидных нейронов – производится морфологическое сглаживание границ клеток и удаление мелких объектов. Пример результатов работы предложенного алгоритма сегментации приведен на рисунке 2. Координаты центра масс каждого из полученных объектов передаются в качестве координат соответствующих клеток в подпрограмму расчета количественных характеристик распределения клеток.

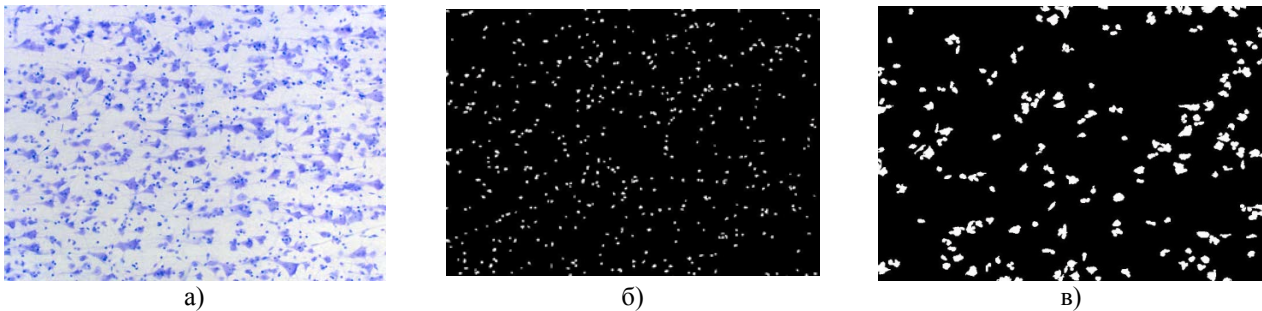


Рисунок 2 – Результат сегментации изображения:
а) исходное изображение; б) маска олигодендроцитов; в) маска пирамидных нейронов

Описанный в работе программный комплекс используется в лаборатории клинической нейроморфологии (рук. д.м.н. Н.А. Уранова) Научного центра психического здоровья РАМН для исследования изменений, происходящих в пространственной организации клеток коры головного мозга человека при психических заболеваниях.

Библиографический список

1. Востриков В.М., Уранова Н.А., Рахманова В.А., Орловская Д.Д. Сниженная численная плотность олигодендроцитов в префронтальной коре при шизофрении // Журн. невролог. и психиатрии. 2004. Т.104. С.47-51.
2. Uranova N.A., Vostrikov V.M., Orlovskaya D.D., Rachmanova V.I. Oligodendroglial density in the prefrontal cortex in schizophrenia and mood disorders: a study from the Stanley Neuropathology Consortium // Schizophr Res. 2004. Vol.67, No.2-3. P.269-275.
3. Vostrikov V.M., Uranova N.A., Orlovskaya D.D. Deficit of perineuronal oligodendrocytes in the prefrontal cortex in schizophrenia and mood disorders // Schizophr Res. 2007. Vol.94, No.1-3. P.273-280.
4. Hof P.R., Haroutunian V., Friedrich V.L., Byne W., Buitron C., Perl D.P., Davis K.L. Loss and altered spatial distribution of oligodendrocytes in the superior frontal gyrus in schizophrenia // Biol Psychiatry. 2003. Vol.53, No.12. P.1075-1085.
5. Востриков В.М., Артюхова О.А., Холмова М.А., Самородов А.В., Уранова Н.А. Пространственная организация олигодендроцитов и пирамидных нейронов в передней лимбической коре в норме и при шизофрении (новые возможности применения компьютерной морфометрии) // Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова. 2013. Т.113, № 12. С.50-53.
6. Артюхова О.А., Холмова М.А., Самородов А.В., Востриков В.М., Уранова Н.А. Разработка алгоритма сегментации микроскопических изображений гистологических препаратов коры головного мозга человека // Цитоморфометрия в медицине и биологии: фундаментальные и прикладные аспекты: Материалы V ВНИК. М., 2012. С.5-7.
7. Холмова М.А. Разработка алгоритма анализа микроскопических изображений гистологических препаратов коры головного мозга человека // Молодежный научно-технический вестник. 2012. № 12. URL: <http://sntbul.bmstu.ru/doc/467639.html>

SOFTWARE COMPLEX FOR SPATIAL ORGANIZATION OF BRAIN CORTEX CELLS AUTOMATED RESEARCHES BY HISTOLOGICAL IMAGES

Artyukhova O.A., Kholmova M.A., Samorodov A.V.,
Bauman Moscow State Technical University,

The paper presents a software complex for automated morphometric studies of human cerebral cortex structure by microscopic images of histological preparations. The implemented algorithm for detecting oligodendrocytes and pyramidal neurons based on their segmentation is described. The complex provides a possibility to study changes in the human cortex cells spatial organization occurring in mental illnesses.

ИНТЕРКВАНТИЛЬНЫЙ СИНХРОННЫЙ АНАЛИЗ ЭКГ

Гуменный В.Г., Кузнецов А.А., Исакевич В.В.

Владимирский государственный университет

sairus47@gmail.com, artemi-k@mail.ru, businesssoftservice@gmail.com

Введение

В современных системах регистрации и анализа ЭКГ большинство методов анализа морфологии ЭКГ имеют отношение либо к кластерному анализу, либо к корреляционному анализу регистрируемой ЭКГ и паттернов той или иной патологии. Данный подход определен, с одной стороны, тем, что при анализе больших массивов данных исследователю или врачу необходимо выбрать относительно небольшие по длительности участки интереса. С другой же стороны, большинство клинических исследований направлено на оперативную сигнализацию о явных патологиях на ЭКГ без надлежащего анализа динамики параметров нормальной ЭКГ.

Такой подход ориентирован в меньшей степени на исследование объективных характеристик ЭКГ как сложного биосигнала, и в большей степени — на выделение дискриминантных влияний патологической и нормальной ЭКГ на основании существенных изменений формы сигнала. Таким образом, из анализа исключаются любые неочевидные и малоамплитудные изменения на ЭКГ, в которых, по субъективному мнению специалиста, не представлен сформировавшийся конкретный патологический процесс, но в которых, в конечном счете, может быть сосредоточена важная информация о сопряженных процессах жизнедеятельности, связанная с прогнозированием развития патологий.

Иными словами, врача интересует преимущественно «конечный» сигнал (больного человека), «исходный» же сигнал (здорового человека) представляет меньший интерес, а длительный переходный процесс от здорового к больному не рассматривается вовсе. С данной точки зрения возникает необходимость разработки принципиально новых методов анализа ЭКГ, которые позволяли бы отслеживать развитие небольших и малозаметных отклонений на ЭКГ и исследовать их способность предопределять развитие тех или иных патологий.

Цель исследования: разработка и апробация метода оценки детальной изменчивости формы ЭКГ на фиксированном интервале анализа.

2 Описание метода

Известен метод синхронного анализа ЭКГ. Из непрерывного, почти периодического сигнала ЭКГ выбирается N последовательных кардиоциклов (комплексов PQRS), которые представляются в виде участков фиксированной длины. Временная синхронизация ансамбля кардиоциклов (КЦ) выполняется относительно пика R. При изображении такого синхронного ансамбля на одном графике появляется принципиальная возможность визуального различения изменений формы ЭКГ на фазах кардиоцикла.

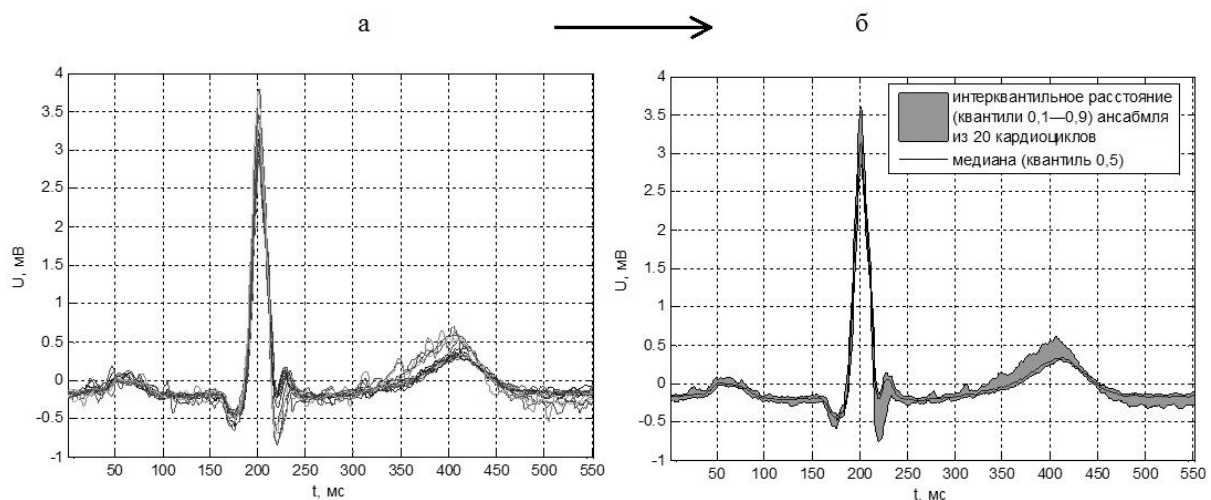


Рис. 1. График синхронного ансамбля 20 кардиоциклов (а) и график интерквантильного представления этого же ансамбля (б).

К С одной стороны, представление множества наложенных кардиоциклов на одном графике неудобно для визуального восприятия (рис. 1, а). С другой стороны, исследователю или врачу необходимо иметь возможность оценки детального изменения формы ЭКГ в режиме реального времени. Для этого предлагается заменить совокупность синхронных отсчетов ансамбля (рис. 1, а) на значения нескольких квантилей определенного порядка (рис. 1, б) при задаваемом числе кардиоциклов N .

вантиль рассчитывается по выборкам синхронных отсчетов ансамбля. При этом под квантилем понимается фиксированное относительно пика R значение, которое на выборке ансамбля не превышает с заданной частотой. Интерквантильное расстояние — это расстояние между значениями квантилей разного порядка. Например, медиана, квантили 0,1 и 0,9 последовательных N кардиоциклов представляют собой интерьер, в котором может отображаться сигнал ЭКГ, регистрируемый в реальном времени. В таком интерьере изменчивость формы ЭКГ можно оценивать двумя способами (рис. 2):

А. В реальном времени, по сравнению с ретроспективными данными. Мера изменчивости — отклонение отсчетов текущего КЦ от медианного или квантильного значений.

Б. Ретроспективно, в пределах N предыдущих КЦ. Мера изменчивости — интерквантильное расстояние между верхним и нижним квантилями.

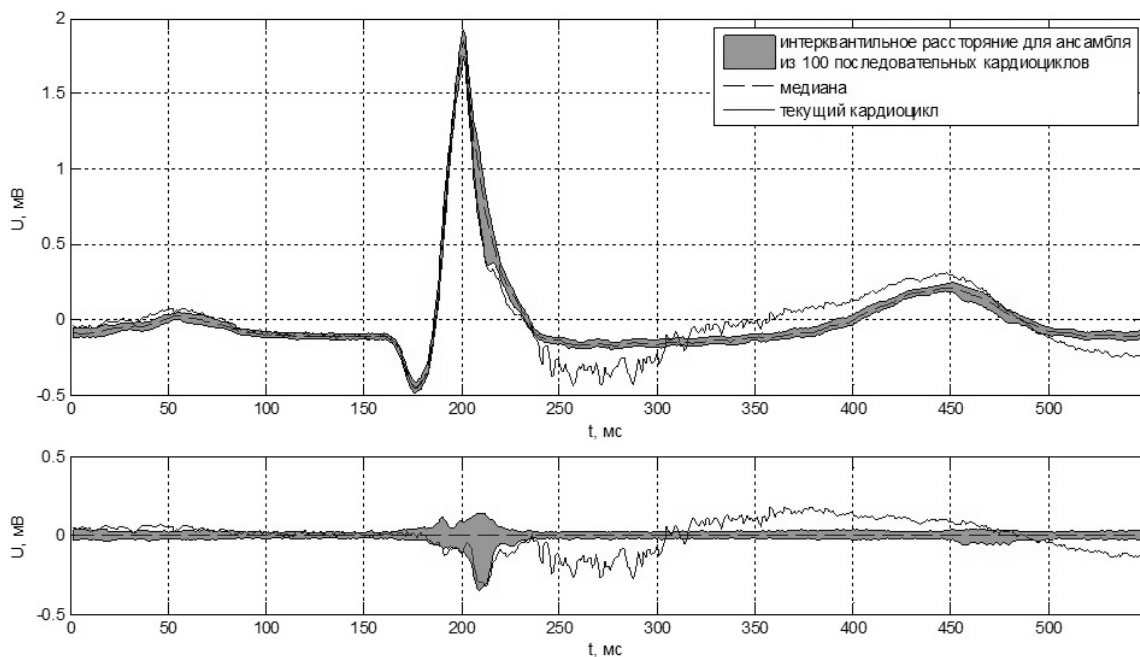


Рис. 2. Интерквантильное представление сигнала ЭКГ (вверху) и это же представление относительно медианы (внизу) для числа кардиоциклов $N=100$ на участке КЦ [R-200 мс, R+350 мс].

Ограничение объекта исследования фазами активной работы сердца позволяет практически исключить из рассмотрения интервал общей паузы. В данном методе его размер не учитывается, так как непрерывный сигнал ЭКГ заменяется ансамблем кардиоциклов фиксированной длины.

Одним из требований к обработке ЭКГ является оптимальная и одинаковая фильтрация по каждому кардиоциклу в ансамбле для устранения постоянной составляющей и дрейфа изолинии. В данной работе задача фильтрации была сведена к вычитанию из каждого кардиоцикла линейного тренда на основании того, что период медленной дрейфовой волны много больше периода одного КЦ.

Алгоритм

Алгоритмически данный метод описывается следующей последовательностью операций:

1. Определение R-пиков на ЭКГ.
2. Задание границ КЦ справа и слева от R-пика.
3. Формирование синхронного ансамбля в виде матрицы $S_{N,M}$ с N строками, в которых записаны N кардиоциклов длиной в M отсчетов каждый (сумма отсчетов справа и слева от пика R).
4. Вычитание из КЦ линейного тренда.
5. Расчет для M столбцов матрицы S квантилей $K_{0,1}$, $K_{0,5}$ и $K_{0,9}$ и их запись в строки матрицы $Q_{3,M}$.
6. Представление строк матрицы Q на графике в качестве интерьера для текущего КЦ (рис. 2, вверху).
7. Вычитание медианы ($K_{0,5}$) из значений $K_{0,1}$ и $K_{0,9}$ и текущего КЦ ($K_{0,1} - K_{0,5}$; $K_{0,9} - K_{0,5}$; КЦ - $K_{0,5}$) и их представление на графике (рис. 2, внизу).

Изменения формы ЭКГ на данный момент оцениваются визуально по графикам. Возможно введение дополнительного расчета параметров для количественной оценки данных изменений.

Результаты применения

Ретроспективно: из 50-ти ЭКГ (II отведение, 20 минут, 1000 Гц), проанализированных с помощью данного метода, на всех наблюдалось увеличение интерквантильного расстояния в области QRS-комплекса, на большинстве — также увеличение в области зубцов P, T и сегмента ST.

Обнаружено, что увеличение интерквантильного расстояния свидетельствует о:

- рассогласовании отдельных участков зубца или всего зубца во времени;
- изменении общей амплитуды зубца;
- появлении дополнительных импульсных форм.

Довольно часто обнаруживалось рассогласование фаз либо всего QRS-комплекса, либо полностью КЦ. Данное явление более выражено на ЭКГ с тенденцией к расширению и раздвоению QRS, так как при этом на месте пика R образуется плато шириной 3–5 мс, на котором положение максимума (детектируемого пика R) непостоянно. Следовательно, синхронизация кардиоциклов по пику R не является оптимальной.

Увеличение интерквантильного расстояния на участках нарастания (S-R) и убывания (R-Q) импульса свидетельствует либо о локальном рассогласовании фаз на этих участках QRS-комплекса, либо, в крайнем случае, о появлении позднего зубца g^* (рис. 2).

В масштабе реального времени: при наличии рассогласования на восходящем участке волны: нахождение кривой «КЦ – $K_{0,5}$ » около верхнего квантиля соответствует опережению фазы, нахождение кривой около нижнего квантиля соответствует запаздыванию фазы. На нисходящем участке картина меняется на противоположную (нижний квантиль – опережение фазы, верхний квантиль – запаздывание фазы). Таким образом, смещение во времени (или рассогласование) того или иного зубца отражается в квантильном интерьере в виде «переключения» кривой «КЦ – $K_{0,5}$ » с одной квантильной границы к другой, или же в виде однопериодного импульса.

Выводы

1. Метод интерквантильного синхронного анализа ЭКГ позволяет наглядно визуализировать и оценивать отклонения формы ЭКГ в интерьере N предыдущих кардиоциклов и соотносить данные отклонения определенным фазам электрической активности сердца.

2. Поскольку ранговая фильтрация более устойчива к выбросам и к произвольному виду функции распределения, отдельные резкие изменения формы ЭКГ (такие как экстрасистолы) эффективно обнаруживаются в реальном времени, а переходные процессы («переключения») в морфологии ЭКГ обнаруживаются ретроспективно в пределах ансамбля, без дальнейшего искажения квантильного интерьера.

3. Метод может использоваться для автоматической сигнализации о значимых изменениях на форме ЭКГ.

4. Синхронизация кардиоциклов по пику R не является оптимальной и должна быть заменена.

INTERQUINTILE SYNCHRONOUS ECG ANALYSIS

V. G. Gumennyu, A. A. Kuznetsov, V. V. Isakevich

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs
sairus47@gmail.com, artemi-k@mail.ru, businesssoftservice@gmail.com

Abstract: Method for the detailed assessment of the ECG shape variability on the fixed interval of analysis, based on interquintile assessment, is proposed. ECG shape variability can be estimated in two ways: in the real-time mode, and retrospectively. The method developed provides visualization and assessment of ECG shape variability in accordance to the certain phases of the cardiac electrical activity. The method can be used for automatic signaling about significant changes in ECG shape.

Keywords: electrocardiogram, quintile, synchronous analysis

◆

**РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА КОЛИЧЕСТВЕННОЙ ОЦЕНКИ ГОРМОНАЛЬНОГО СТАТУСА
РАКА МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ ПО ИЗОБРАЖЕНИЯМ ИММУНОЦИТОХИМИЧЕСКИХ
ПРЕПАРАТОВ**

Клименко Н.С.¹, Добролюбова Д.А.¹, Славнова Е.Н.², Самородов А.В.¹

1 - Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана

2 - Московский научно-исследовательский онкологический институт им. П.А. Герцена

natasha.klmnk@gmail.com, dobrolyubova.daria@mail.ru, avs@bmstu.ru

Биологические особенности рака молочной железы позволяют использовать для его лечения дополнительные методы. Одним из дополнительных методов является гормональная терапия, цель которой – устранение воздействия на опухоль стероидных гормонов, стимулирующих пролиферацию клеток [3]. Однако не для всех опухолей гормональная терапия является эффективной. Для оценки чувствительности опухоли к

подобной терапии применяют методики определения в раковых клетках рецепторов к стероидным гормонам: эстрогенам (РЭ) и прогестерону (РП). Наилучшие результаты гормональной терапии достигаются при положительном статусе РЭ (РЭ+) и РП (РП+) и наблюдаются в 77 % случаев, при отрицательном статусе РЭ (РЭ-) и РП (РП-) гормонотерапия наименее эффективна (10-15 % случаев) [1].

Современным методом предварительной оценки эффективности терапевтического воздействия на опухоль является иммуноцитохимическое (ИЦХ) исследование образцов клеток из очага опухоли. Для оценки экспрессии РЭ и РП цитологические препараты окрашивают пероксидазой хрена и гематоксилином Майера. Результатом связывания рецепторов к стероидным гормонам с пероксидазой хрена является продукт реакции с коричневой окраской. Причем окраска будет тем ярче, чем больше содержится рецепторов. Для визуализации клеток, не имеющих рецепторов к гормонам, используют гематоксилин Майера. Этот краситель придает всем ядрам клеток препарата голубую окраску (рисунок 1).

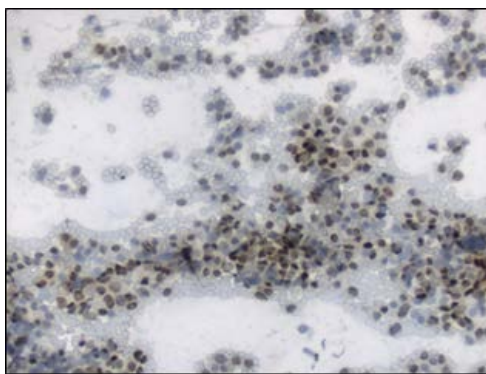


Рисунок 1 – Микроскопическое изображение ИЦХ препарата

В настоящий момент в клинической практике распространен полуколичественный метод определения гормонального статуса рака с помощью шкалы Оллреда, относящейся к шкале порядков [4]. Шкала позволяет в процессе микроскопического исследования ИЦХ препарата визуально определить диагностические баллы, основываясь на информации о доле и интенсивности окрашивания опухолевых клеток, имеющих рецепторы к стероидным гормонам. Однако визуальный анализ сопряжен с такими недостатками, как субъективность, низкая скорость анализа и утомляемость врачей, проводящих исследование. Автоматизация процесса анализа позволит преодолеть эти недостатки, а также повысить достоверность анализа за счет оценки количественных морфологических параметров микрообъектов. Результатом автоматического анализа должны являться диагностические баллы Оллреда, определенные по количественной шкале.

Таким образом, целью проведенной работы являлось создание алгоритма анализа микроскопических изображений ИЦХ препаратов, позволяющего сформировать количественную оценку диагностических баллов Оллреда и установить гормональный статус опухоли.

Разработанный алгоритм можно условно разделить на четыре этапа: предварительная обработка изображений, разделение вклада красителей в формирование изображения, сегментация профилей распределения красителей и морфологическая обработка, расчет диагностических баллов.

Предварительная обработка проводилась для устранения искажений цветопередачи, которые могут возникать при некорректных настройках устройства регистрации изображений, и искажений яркости, связанных с изменением условий освещенности. Как видно из рисунков 2а, 2б, некорректные условия регистрации существенно искажают цветовые характеристики клеток на изображении, что может привести к ошибкам в сегментации и определении диагностических баллов. Для проведения цветокоррекции была использована модификация алгоритма автоматического баланса белого цвета GrayWorld [7] с предварительной оценкой необходимости коррекции [6]. Пример результата коррекции цветопередачи представлен на рисунке 2в. Также в случае изображений, зарегистрированных с недостаточной освещенностью или малым временем экспозиции, проводится коррекция яркости.

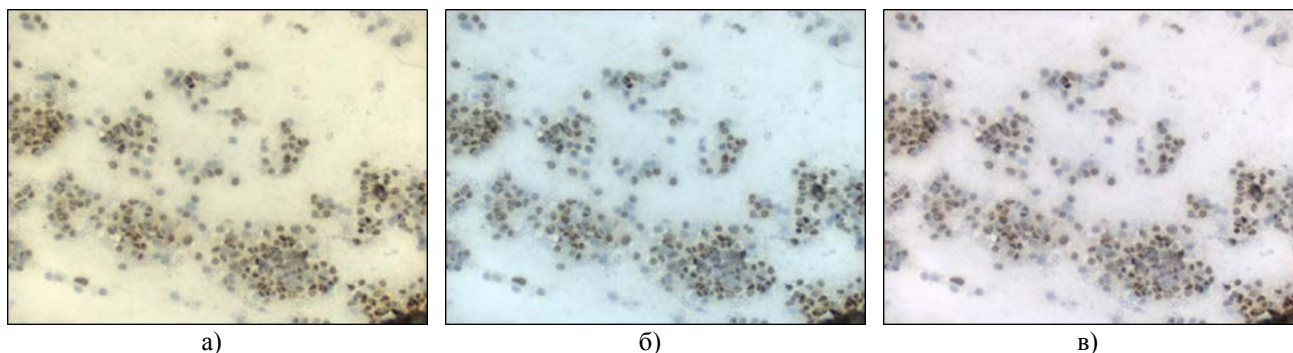


Рисунок 2 – Предварительная обработка изображений ИЦХ препаратов: а), б) исходные изображения с

искажение цветопередачи; в) изображение после автоматического баланса белого

Далее по цветовым характеристикам изображений определялись профили относительных концентраций красителей: пероксидазы и гематоксилина Майера. Разделение красителей выполнялось методом цветовой деконволюции, впервые предложенным Руифроком и Джонсоном [8]. Профили распределения гематоксилина Майера и пероксидазы хрена показаны на рисунках 3а, 3б соответственно.

Сегментация изображения на области, содержащие и не содержащие рецепторы к стероидным гормонам, осуществлялась методом пороговой обработки профилей концентрации красителей. Полученные изображения (черно-белые) подвергаются морфологической обработке, в результате которой удаляются мелкие объекты и сглаживаются края областей. Результат сегментации и морфологической обработки приведен на рис. 3в

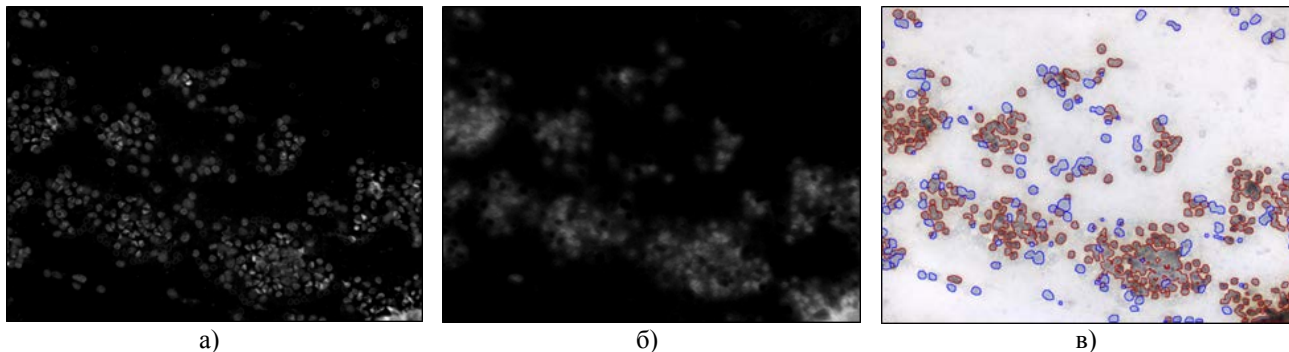


Рисунок 3 – Профили концентрации красителей и результаты сегментации: а) профиль концентрации гематоксилина; б) профиль концентрации пероксидазы; в) результат сегментации (области, выделенные красным, содержат рецепторы к стероидным гормонам; области, выделенные синим, не содержат рецепторы к стероидным гормонам)

Диагностический балл Оллреда TS (Total Score) является суммой двух баллов: PS (Proportional Score) – балла, характеризующего долю окрашенных клеток (от 0 до 5), IS (Intensity Score) – балла, характеризующего интенсивность окрашивания (от 0 до 3) [4]. На рисунке 4 приведены порядковые шкалы для определения баллов и подобранные аппроксимирующие зависимости, по которым осуществляется количественная оценка баллов по обработанным изображениям. Оценка интенсивности окрашивания проводится по восстановленному изображению коричневого красителя, представленного в цветовой модели HSV. В соответствии с балльной шкалой Оллреда гормональный статус рака определяется как гормонезависимый, если балл TS равен или меньше двух, и как гормонозависимый, если TS больше двух [4].

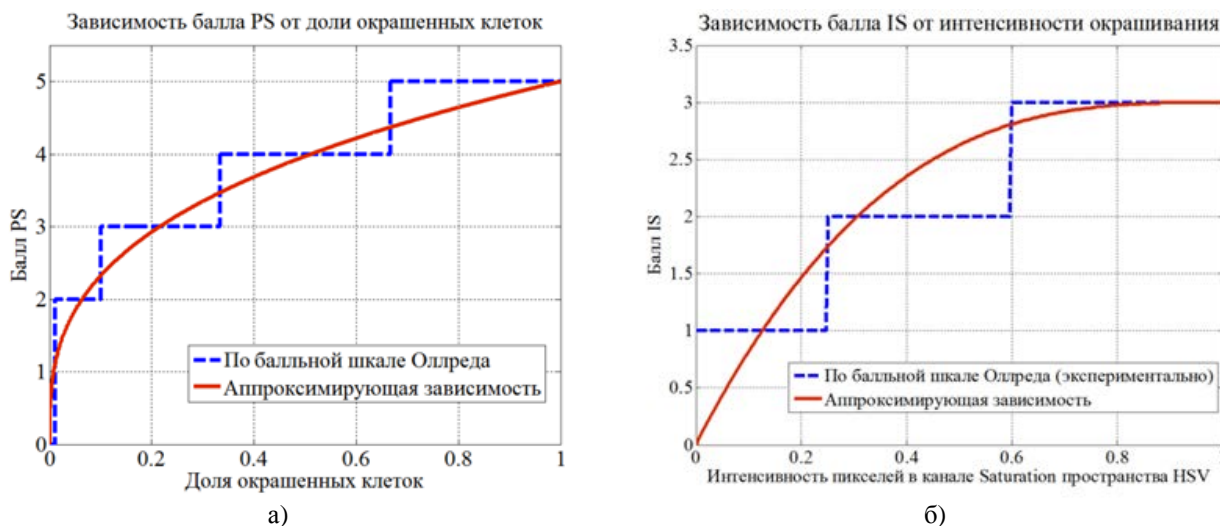


Рисунок 4 – Аппроксимация баллов: а) балла PS; б) балла IS

Представленный алгоритм автоматизирует процедуру количественной оценки гормонального статуса. Однако используемый в описанном алгоритме метод цветовой деконволюции имеет ограничение использования для веществ, обладающих рассеивающими свойствами, поскольку основан на законе Бугера-Ламберта-Бера [5]. Коричневый продукт реакции обладает рассеивающими свойствами, поэтому для уточнения количественной оценки в дальнейшем планируется учитывать рассеяние света.

Библиографический список

1. Волченко Н.Н., Савостикова М.В. Иммуноцитохимическое исследование при раке молочной железы // Маммология. – 2006. – №4. – С. 18-21.
2. Гонсалес Р., Вудс Р., Эддинс С. Цифровая обработка изображений в среде MATLAB. – М.: Техносфера, 2006. – 616 с.
3. Думанский Ю.В., Борота А.В., Семикоз Н.Г., Трухин Д.В. Опухоли молочной железы. Учебное пособие. – Донецк – 2008 – 87 с.
4. Allred D.C. Assessment of prognostic and predictive factors in breast cancer by immunohistochemistry // Connection. – 2006. – No.9. – P. 4-5.
5. Chris M. van der Loos. Multiple Immunoenzyme Staining: Methods and Visualizations for the Observation With Spectral Imaging // J Histochem Cytochem. – 2008. – No.56(4). – P. 313–328.
6. Kim Y., Lee J.-S., Morales A.W., Ko S.-J. A video camera system with enhanced zoom tracking and auto white balance // IEEE Transactions on Consumer Electronics. – 2002. – No.3. – P. 428-434.
7. Lam E.Y., Fung G.S.K. Automatic White Balancing in Digital Photography // Single-Sensor Imaging: Methods and Applications for Digital Cameras. – 2008. – P. 267-294.
8. Ruifrok A.C., Johnston D.A. Quantification of histochemical staining by color deconvolution // Anal Quant Cytol Histol. – 2001. – No.4. – P. 291-299.

ELABORATION OF THE ALGORITHM FOR BREAST CANCER HORMONAL STATUS QUANTITATIVE ASSESSMENT ALGORITHM USING IMMUNOCYTOCHEMICAL SPECIMEN IMAGES

Klimenko N.S.¹, Dobrolyubova D.A.¹, Slavnova E.N.², Samorodov A.V.¹

¹Bauman Moscow State Technical University

²Hetzen Moscow Cancer Research Institute

natasha.klmnk@gmail.com, dobrolyubova.daria@mail.ru, avs@bmstu.ru

Breast cancer hormonal status quantitative assessment algorithm is suggested. Algorithm consists of four stages: image preprocessing, color deconvolution, image segmentation and morphological processing, and quantitative assessment of diagnostic scores.

EFFECT OF USING SPARSE ADAPTIVE FILTERS IN ECHO CANCELLATION FOR HEARING AIDS

Vu Van Son, Nguyen Tri Tue, Nguyen Thi Hoai Thu

Le Quy Don Technical University, Hanoi-Vietnam, sontlc246@yahoo.com

Abstract: While in the NLMS, the adaptation step is same for all components of the filter, in the sparse algorithms, such as PNLMS, IPNLMS and MPNLMS, adaptive step sizes are calculated from the last estimate of the filter coefficients in an efficient way that the step size is proportional to the size of the filter coefficients. This is resulted to adjust the active coefficients faster than the non-active ones. Therefore, the overall convergence time is reduced. This paper present the investigation of using sparse adaptive filter in echo cancellation for hearing aids.

I. Introduction

Adaptive algorithms have been employed extensively in signal processing applications [1]. Classical adaptive algorithms with a uniform step-size across all filter coefficients, such as the normalized least-mean-square (NLMS) algorithm, have slow convergence when estimating sparse impulse responses such as those that occur in some telecommunication networks.

In such systems where traditional telephony equipment is connected to the packet switched network [2], the echo path impulse response, which is typically of length 64-128 ms, exhibits an 'active' region in the range of 8-12 ms duration and consequently, the impulse response is dominated by regions where magnitudes are close to zero, making the impulse response sparse. The 'inactive' region is due to the presence of bulk delay caused by network propagation, encoding and jitter buffer delays [3]. Other applications for sparse system identification include wavelet identification using marine seismic signals and geophysical seismic applications. One of the first algorithms for network echo cancellation (NEC) is the proportionate LMS (PNLMS) algorithm [4] where each filter coefficient is updated with an independent step-size that is proportional to the magnitude of that estimated filter coefficient. The PNLMS algorithm achieves fast initial convergence but subsequently slows down due to the slow convergence of coefficients having significantly smaller magnitudes. An optimal step-size for PNLMS has been derived in [4] and employing an approximate μ -law function, it has been shown that the proposed segment PNLMS outperforms the PNLMS algorithm.

Adaptive algorithms deployed for echo cancellation are expected to track any variations in the impulse response in order to achieve sufficient level of echo cancellation.

II. Sparse algorithms

We review the PNLMS and IPNLMS algorithms which have proposed for sparse system identification. With reference to Fig.1, we first define filter coefficients and tap-input vector as

$$\hat{h}(n) = [\hat{h}_0(n) \ \hat{h}_1(n) \dots \hat{h}_{L-1}(n)]^T, \quad (1)$$

$$x(n) = [x(n) \ x(n-1) \dots x(n-L+1)]^T, \quad (2)$$

where L is the adaptive filter length and the superscript T is fined as the transposition operator. The adaptive filter will model the unknown impulse response $h(n)$ using the

near-end signal $y(n) = x^T(n)h(n) + \omega(n)$, where $\omega(n)$ is the observation noise. For simplicity, we shall temporarily ignore the effects of $\omega(n)$ in the description of algorithms.

A. General formulation

Sparse adaptive algorithms such as presented in [1,3] for NEC can be generalized using the following set of equations:

$$\hat{h}(n) = \hat{h}(n-1) + \frac{\mu Q(n-1) x(n)e(n)}{x^T(n) Q(n-1) x(n) + \delta},$$

where μ is the adaptive step-size and δ is the regularization parameter. The $L \times L$ diagonal control matrix

$$Q(n-1) = \text{diag} \{q_0(n-1) \ \dots \ q_{L-1}(n-1)\}, \quad (3)$$

Determines the step-size gain for each filter coefficient and is dependent on the specific algorithm as described below.

B. The PNLMS algorithm

The PNLMS algorithm [4] as signs higher step-sizes for coefficients with higher magnitude using a control matrix $Q(n)$. Elements of this control matrix for PNLMS can be expressed as

$$q_l(n) = \frac{k_l(n)}{\sum_{i=0}^{L-1} k_i(n)}; \quad k_l(n) = \max \{ \rho \times \max \{ \gamma, |\hat{h}_0(n)| \dots |\hat{h}_{L-1}(n)| \}, |\hat{h}_l(n)| \} \quad \forall l=0, 1 \dots L-1 \quad (4)$$

with $l = 0, 1, \dots, L-1$ being the tap-indices. The parameter γ , with a typical value of 0.01, prevents $\hat{h}_l(n)$ from stalling during initialization stage where $\hat{h}(0) = 0_{L \times 1}$ while ρ events coefficients from stalling when they are much smaller than

the largest coefficient. The regularization parameter δ in (6) for PNLMS is taken as $\delta_{\text{PNLMS}} = \delta_{\text{nLMS}}/L$, where $\delta_{\text{nLMS}} = \sigma_x^2$ is the variance of the input signal [4]. It can be seen that for $q_l = 1, \forall l$, PNLMS is equivalent to NLMS.

C. The IPNLMS algorithm

An enhancement of PNLMS is the IPNLMS algorithm [4] which is a combination of PNLMS and NLMS with the relative significance of each controlled by a factor α . Elements of the control matrix $Q(n)$ for IPNLMS are given by

$$q_l(n) = \frac{1-\alpha}{2L} + (1+\alpha) \frac{|\hat{h}_l(n)|}{2 \|\hat{h}(n)\|_1 + \epsilon}, \quad l = 0, \dots, L-1, \quad (5)$$

Where ϵ is a small value and $\|\cdot\|_1$ is the l_1 -norm operator. It can be seen from the second term of (5) that the magnitude of the estimated taps are normalized by the l_1 -norm of \hat{h} . This shows that the weighting on the step-size for IPNLMS is dependent only on the relative scaling of the filter coefficients as oppose to their absolute values. Results presented in [4] have shown that good choices of α values are 0, -0.5 and -0.75. The regularization parameter δ in (3) for IPNLMS should be taken as

$$\delta_{\text{IPNLMS}} = \frac{1-\alpha}{2L} \delta_{\text{nLMS}} \quad (6)$$

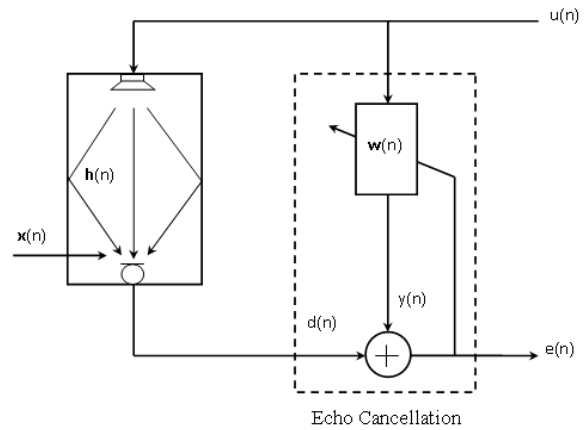


Figure 1. Schematic diagram of an echo canceller

This choice of regularization ensures that the IPNLMS algorithm achieves the same steady-state normalized misalignment compared to that of the NLMS algorithm for the same step-size, i. e., $\mu\text{IPNLMS} = \mu\text{NLMS}$. It can be seen that IPNLMS is equivalent to NLMS when $\alpha = -1$ while for α close to 1, IPNLMS behaves like PNLMS.

D. The MPNLMS algorithm

The MPNLMS algorithm calculates the optimal proportionate step size in order to achieve the fastest convergence during the whole adaptation process until the adaptive filter reaches its steady state. The definition for $k_i(n)$ of MPNLMS is differed as follows from that of previous proportionate algorithms.

$$k_i(n) = \max \left\{ \rho \times \max \left\{ \gamma, F \left| \hat{h}_0(n) \right| \dots F \left| \hat{h}_{L-1}(n) \right| \right\}, F \left| \hat{h}_i(n) \right| \right\} \quad (7)$$

$$\text{where } F \left(\left| \hat{h}_i(n) \right| \right) = \frac{\ln(1 + \mu \left| \hat{h}_i(n) \right|)}{\ln(1 + \mu)}, \left| \hat{h}_i(n) \right| \leq 1, \text{ and } \mu = 1/\varepsilon$$

The constant 1 inside the logarithm is to avoid obtaining negative infinity at the initial stage when $\left| \hat{h}_i(n) \right| = 0$. The denominator $\ln(1 + \mu)$ normalizes $F \left(\left| \hat{h}_i(n) \right| \right)$ to be in the range $[0, 1]$. The vicinity ε is a very small positive number, and its value should be chosen based on the noise level. $\varepsilon = 0.001$ is a good choice for echo cancellation, as the echo below -60 dB is negligible.

III. Sparseness measure

Degree of sparseness can be qualitatively referred as a range of strongly dispersive to strongly sparse. Quantitatively, the sparseness of an impulse response can be measured by the following sparseness measure [3].

$$\xi(h) = \frac{L}{L - \sqrt{L}} \left[1 - \frac{\|h(n)\|}{\sqrt{L} \|h(n)\|} \right] \frac{\ln(1 + \mu |w_i(n)|)}{\ln(1 + \mu)},$$

where $\|h(n)\|_1 = \sum_{i=0}^{L-1} h_i(n)$, $\|h(n)\|_2 = \sqrt{\sum_{i=0}^{L-1} h_i^2(n)}$, and L is the length of filter h . The measure takes values between 0 and 1 where the lower bound can be obtained by using the uniform filter $[1 \dots 1]^T$ and the upper limit can be achieved by using the Dirac filter $[1 \ 0 \dots 0]^T$.

In order to performance measures, we use the normalized projection misalignment (NPM) [1]. The normalized projection misalignment measures the closeness of the estimated impulse response ($\hat{h}(n)$) to that of the unknown impulse response ($h(n)$). It can be expressed as follows:

$$\text{NPM}(n) = 20 \log_{10} \left(\frac{1}{\|h\|} \left\| h - \frac{h^T \hat{h}(n)}{\hat{h}^T(n) \hat{h}(n)} \hat{h}(n) \right\| \right) \text{dB}$$

where the denominator is defined as the squared l_2 -norm operator. To achieve a good performance, the misalignment must be close to zero, which is the case when the length of unknown filter (L_R) is close to that of adaptive filter (L). It is interesting to note that when the filter has only one tap the term inside the logarithm becomes zero and therefore yields negative infinity for NPM.

IV. Simulation results

1. Experiment Setup

Figure 1 shows the signals necessary for this experiment. In order to obtain more accurate results, compared to the practical situation, the input signals are chosen realistically as follows. The source signal, $x(n)$, is generated using the *randn* command with the vector size of L_s where $L_s = (\text{sampling frequency} * \text{simulation time})$. 8 kHz is chosen as the sampling frequency and 2.5 seconds is for the simulation time. The receiving room impulse response, $h(n)$, is generated synthetically using the method proposed in [3], so that the sparseness can be controlled easily. The method starts by defining vector u .

$$u_{L_p \times 1} = \left[0_{L_p \times 1} \quad 1 \quad e^{-1/\psi} \quad e^{-2/\psi} \quad \dots \quad e^{-(L_n-1)/\psi} \right]^T$$

where the leading zeros with length L_p models the length of the bulk delay and $L_n = L - L_p$ is the length of the decaying window which can be controlled by ψ . Smaller the ψ value yields more sparse system. The synthetic impulse response can then be expressed as

$$h(n) = \begin{bmatrix} 0_{L_p \times L_p} & 0_{L_p \times L_n} \\ 0_{L_n \times L_p} & B_{L_n \times L_p} \end{bmatrix} u + p$$

where $B_{L_n \times L_p} = \text{diag}\{b\}$, vector b and p are zero-mean white Gaussian noise vectors with length L_u and L , respectively. p is used to model the merging inactive regions in the pulse response. Figure 2 shows two impulse responses that can be attained using this approach, by setting the impulse length $L = 256$, the bulk delay length $L_p = 30$ and ψ to infinity (non-sparse) and 100, 40, 8 (sparse).

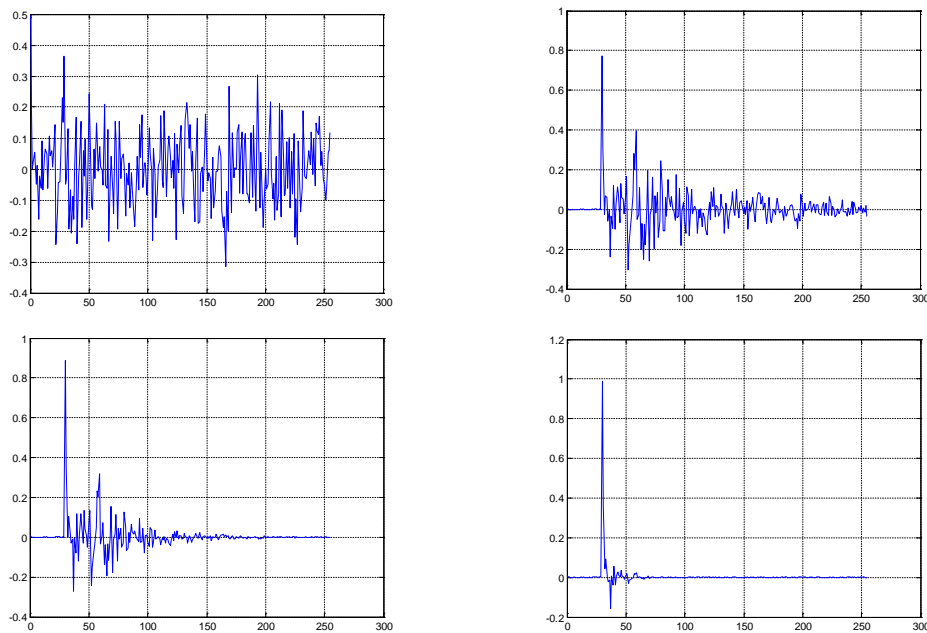


Figure 2. Non-sparse and Sparse impulse responses using $\psi = \text{infinity}$ and $\psi = 100; 40; 8$, respectively.

The input source signal, $x(n)$, is filtered through the in-built FIR filter (i.e. filter command with denominator coefficients set to 1) using the generated impulse response, $h(n)$ (numerator coefficients). A white Gaussian noise signal, $w(n)$, with 30 dB SNR is added to the filtered signal to generate the output signal, $y(n)$. The source signal, $x(n)$, is now fed as the input signal to the adaptive filter, whereas the $y(n)$ is used as the desired signal. There is a trade-off in choosing the optimum step size, as higher the value results to converge quicker, but may be far more apart (mis-adjustment) from the Wiener optimum solution. In most of the analysis the convergence speed is measured using the time to reach the -20 dB level of the NPM. Previous studies in the concept of echo cancellation have proved that at the -20 dB of NPM level echo canceller gives satisfactory performance. In order to simplify calculations, adaptive filter with 256 taps is used [4].

2. Experiment A: Trade-off in choosing the step size

The simulations start to study the trade-off in choosing the best step size for its adaptive process. Figure 3 shows the plot of the NPM value of NLMS algorithm against different step sizes, when the filter coefficients are initialized to zeros. Different step sizes can be chosen randomly, but by theory it must be in the range between 0 and 1. It can be seen from figure 3 that the smaller step size, for example 0.2, exploits better performance in converging to the true system, about -33 dB for this example. But it takes longer to reach the -20 dB point, about 8000 iterations as in this case. While for 0.8, the steady state is achieved at -25 dB and it intersects the -20 dB line in about 2000 iterations. Out of these four values, 0.4 is a good choice for the step size, since it gives a satisfactory performance in the presence of 30 dB SNR level and also by taking into account the involved trade-off between mis-adjustment and the convergence speed.

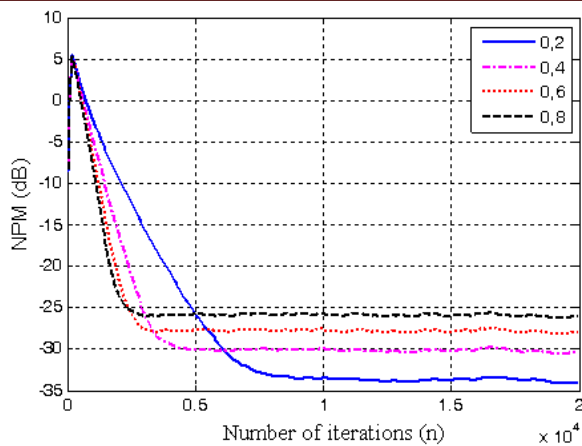


Figure 3. Plot of NPM value vs. different step sizes, for non-sparse system.

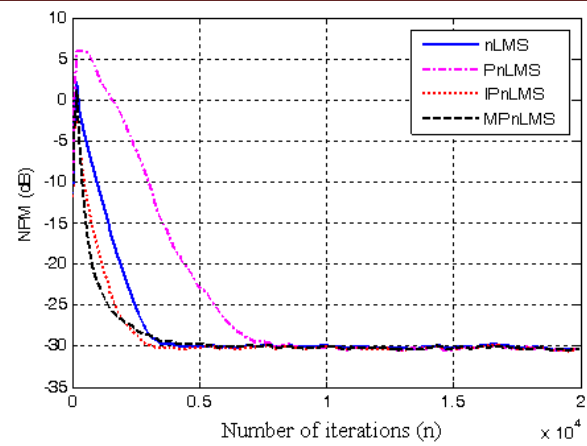


Figure 4. Same NPM steady state convergence of NLMS, PNLMS, IPNLMS and MPNLMS algorithms.

3. Experiment B: Find step size for all algorithms to achieve same NPM steady state. This experiment is carried out by setting 0.4 to the step size of NLMS, and tuned the others step sizes to achieve the same NPM steady state. It is found that, for a system with randomly chosen sparseness level, the steady state is achieved by using 0.4 for PNLMS and IPNLMS and 0.3 for MPNLMS. Figure 4 shows the steady convergence of the algorithms.

V. Conclusion

All these observations are hinting that including the sparseness measure in the weight update equation may help to improve their performance throughout all circumstances. The performances of four stochastic gradient based algorithms, NLMS, PNLMS, IPNLMS and MPNLMS, have been looked for a range of different sparse systems, separately and comparatively. The results showed that NLMS is better in non-sparse system, whereas the MPNLMS is superior for sparse impulse response. Furthermore, none of them perform well across all sparseness level.

References

- [1] S. Haykin, Adaptive Filter Theory, 4th ed., ser. Information and System Science. Prentice Hall, 2012.
- [2] J. Radecki, Z. Zilic, and K. Radecka, "Echo cancellation in IP networks," in Proc. Forty-Fifth Mid west Symposium on Circuits and Systems, vol.2, 2012, pp. 219–222.
- [3] Y. F. Cheng and D. M. Etter, "Analysis of an adaptive technique for modeling sparse systems," IEEE Trans on Acoustics, Speech, and Signal Processing, vol.37, no.2, pp. 254–264.
- [4] H. Deng and M. Doroslovacki, "Improving convergence of the PNLMS algorithm for sparse impulse response identification," IEEE Signal Processing Lett., vol.12, no.3, pp.181–184, Mar.2005.

РЕЗУЛЬТАТ ПРИМЕНЕНИЯ РАЗРЕЖЕННЫХ АДАПТИВНЫХ ФИЛЬТРОВ ДЛЯ ПОДАВЛЕНИЯ ЭХО-СИГНАЛОВ В СЛУХОВЫХ АППАРАТАХ

Vu Van Son, Nguyen Tri Tue, Nguyen Thi Hoai Thu

Вьетнамский государственный технический университет имени Ле Куй Дона, Ханой, Вьетнам,

sontlc246@yahoo.com

Аннотация. В то время как в алгоритмах NLMS шаг адаптации одинаков для всех компонентов фильтра, в разреженных алгоритмах, таких как PNLMS, IPNLMS и MPNLMS, размеры адаптивного шага эффективно рассчитываются из последней оценки коэффициентов фильтра таким образом, что размер шага пропорционален размеру коэффициентов фильтра. Это приводит к более быстрой настройке активных коэффициентов по сравнению с неактивными. Соответственно уменьшается общее время сходимости. В данной работе представлено исследование применения разреженных адаптивных фильтров для подавления эхо-сигналов в слуховых аппаратах.

АКТУАЛЬНОСТЬ, ПРОБЛЕМЫ И ПЕРСПЕКТИВЫ РАЗРАБОТКИ СРЕДСТВ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ И СЕГМЕНТАЦИИ ПАТОЛОГИЧЕСКИХ ОЧАГОВ ДЕМЬЕЛИНИЗАЦИИ ВЕЩЕСТВА ГОЛОВНОГО МОЗГА НА МРТ СНИМКАХ

Спажакин Ю. Г., Аль-Кавати А. А., Хамид М. А.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых. kafbmi@mail.ru

Аннотация. В данной работе рассматривается актуальность, проблемы и перспективы разработки средств цифровой обработки и сегментации патологических очагов демиелинизации вещества головного мозга на снимках магнитно-резонансной томографии (МРТ). Показана актуальность использования МРТ для диагностики демиелинизирующих заболеваний, особенности визуализации патологических изменений. Сформулированы цель и задачи научного исследования. Предложена классификация методов сегментации изображений. Реализован программный комплекс для тестирования алгоритма сегментации на основе пороговой классификации. Оценка результата работы программного комплекса представлена на клиническом случае.

Актуальность проблемы

Демиелинизирующие заболевания — заболевания, основным патологическим процессом при которых является демиелинизация, т.е. разрушение миелиновой оболочки, которая окружает аксоны. [5] Примерами демиелинизирующих заболеваний являются: рассеянный склероз (РС), острый диссеминированный энцефаломиелит, концентрический склероз Бало, оптикомиелит Девика и другие. В данной работе будут рассмотрены подходы к анализу изображений магнитно-резонансной томографии (МРТ) вещества головного мозга с патологическими очагами рассеянного склероза ввиду того, что частота выявления данного заболевания растет с каждым годом. В мире насчитывается около 2 млн больных рассеянным склерозом, в России — более 200 тыс. В ряде регионов России заболеваемость довольно высокая и находится в пределах 20 — 40 случаев на 100 тыс. населения. В крупных промышленных районах и городах она выше [5]. Это связано с: ухудшением экологии, истинным ростом заболеваемости, увеличением количества методов и средств диагностики патологических изменений, ростом их доступности.

В настоящее время наиболее информативным инструментальным методом диагностики рассеянного склероза является магнитно-резонансная томография (МРТ). Данный метод позволяет с высокой точностью визуализировать патологические очаги в веществе головного и спинного мозга. Тканевая дифференциация и дополнительные функциональные методики позволяют отличить ряд патологических состояний, протекающих под маской рассеянного склероза, поэтому МРТ является основным методом диагностики и контроля течения РС [4,5].

МРТ — метод диагностики, основанный на том, что из-за особенностей белково-липидного строения мембран миелина вода располагается в определенном порядке между слоями миелиновой оболочки [4]. Этот порядок нарушается при демиелинизации, когда высвобождается часть воды, которая имеет более длительное время релаксации в магнитном поле, участки демиелинизации выявляются как участки пониженной плотности в режиме T1 и как участки повышенной плотности на T2-взвешенных изображениях. На рисунке 1а, б, в показаны патологические очаги рассеянного склероза в режимах T2, T1 и T2 Tirm.

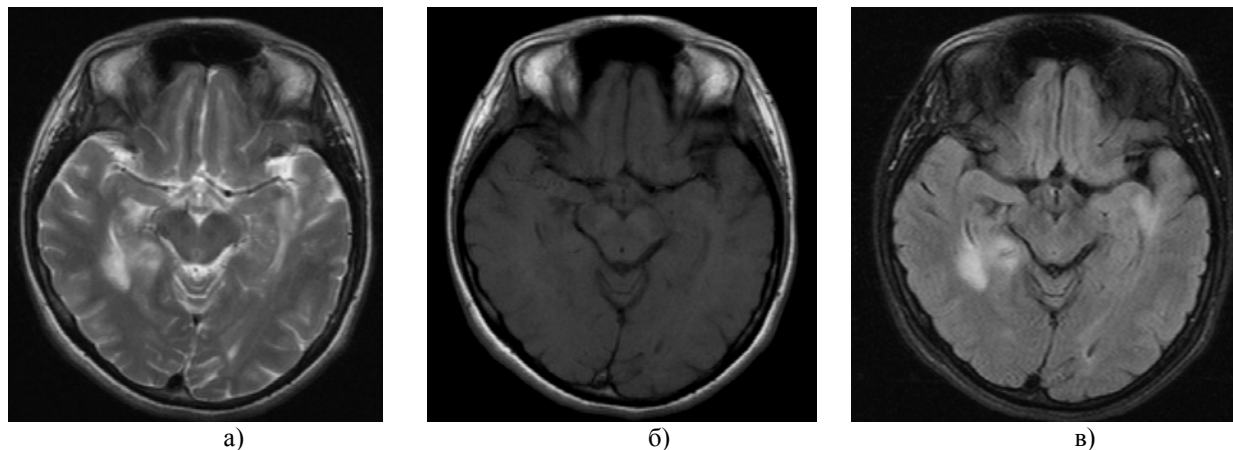


Рис. 1. Патологические очаги рассеянного склероза в режимах: а) T2, б) T1, в) T2 Tirm

Применение парамагнитного контраста позволяет дифференцировать степень зрелости очагов: в активных свежих очагах происходит «накопление» контраста, увеличение размеров старого очага сопровождается накоплением контраста по периферии очага [4]. Применение МРТ с контрастированием позволяет объективно оценить активность патологического процесса, особенно при использовании этого метода в динамике у одного и того же больного. На рисунке 2 показано контрастирование очагов рассеянного склероза T1 контрастным препаратом.

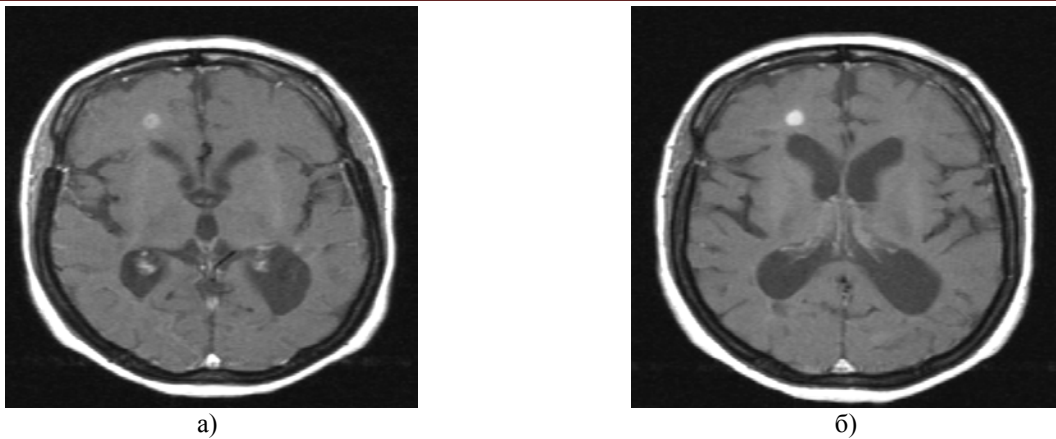


Рис. 2. Патологические очаги рассеянного склероза в режиме T1 с контрастированием: а) T1 взвешенное изображение непосредственно после введения контрастного препарата, б) T1 взвешенное изображение полученное в отсроченной фазе спустя 30 минут после контрастирования.

Рассеянный склероз – неизлечимое заболевание и характеризуется течением с периодами обострения и ремиссии, что требует непрерывного систематического и точного контроля клинических и морфологических проявлений заболевания. Изображения МРТ являются очень сложными для анализа и интерпретации за счет высокой тканевой дифференцировки. РС на МРТ чаще проявляется наличием множественных очаговых изменений в веществе головного и спинного мозга, что затрудняет их динамический контроль по данным МРТ. Данные проблемы делают актуальным и востребованным разработку дополнительных инструментальных средств анализа МР изображений вещества головного мозга.

Таким образом, **цель** данной научной работы заключается в исследовании алгоритмов цифровой обработки изображений МРТ для сегментации и количественного анализа очаговых изменений вещества головного мозга. В рамках данной цели решается ряд **основных задач**:

- разработка программно-аппаратного комплекса для постпроцессинговой обработки и сегментации изображений МРТ;
- исследование методов сегментации изображений и применение их для анализа изображений пациентов страдающих РС;
- осуществление картирования очаговых изменений вещества головного мозга;
- проведение математического анализа результатов сегментации;
- реализация алгоритмов динамического анализа первичных и последующих исследований с целью вычисления критериев и оценки диссеминации (распространения) патологического процесса.

В качестве основных проблем выступают:

- сложность и высокая тканевая дифференциация МР изображений, что требует применения алгоритмов предобработки, например, фильтрации для улучшения качества визуализации патологических изменений на фоне здоровых структур и подавления структур, ухудшающих качество анализа;
- большое количество алгоритмов сегментации изображений, не все из которых в чистом виде подходят для анализа изображений, а требуют комбинации с другими алгоритмами;
- наличие на изображении структурных элементов, яркость, которых схожа с яркостью патологических изменений.

Подходы к решению сформулированных задач.

В рамках данной работы исследуются различные подходы к сегментации МР изображений. Наглядно алгоритмы применимые к данным МРТ для сегментации представлены на рисунке 3 [1].

Анализ литературы показывает, что успешно применяются методы на основе пороговой классификации, и более интеллектуальные методы: Марковские цепи и искусственные нейронные сети. На основании проведенных на данном этапе исследований можно отметить, что использование граничных методов при анализе МРТ изображений затруднительно потому, что данный метод выделяет все границы на изображении и зачастую невозможно найти корреляции между патологическими изменениями и нормальной тканью головного мозга. Более того, метод восприимчив к шумам и артефактам, что делает его не предпочтительным для сегментации [1].

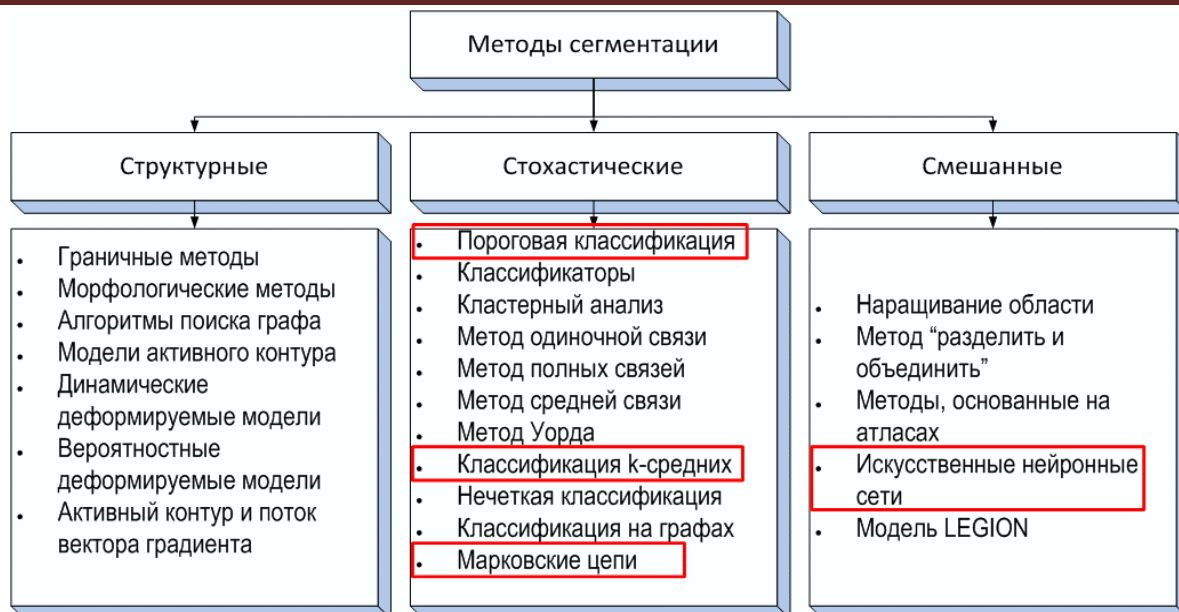


Рис.3 – Методы сегментации

При разработке программного комплекса было учтено необходимость использования методов предварительной обработки изображений [2, 3]. Для этого были реализованы различные цифровые фильтры (рисунок 4).

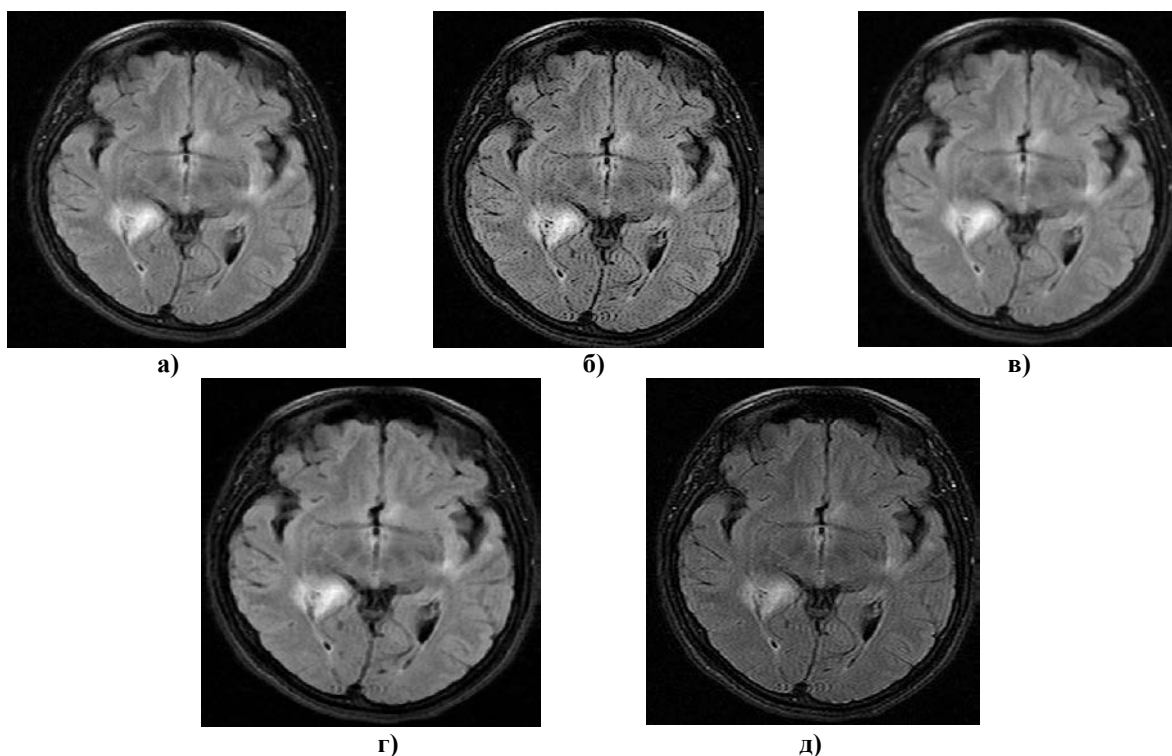


Рис. 4 – реализация фильтров для предварительной обработки изображения МРТ: а) оригинальное изображение б) фильтр Лапласа в) медианный фильтр г) порядковый фильтр д) фильтр Винера

Из рисунка видно, что Фильтры Винера и Лапласа позволяют усилить интенсивность сигнала от выявленных очаговых изменений, что позволяет повысить точность сегментации патологических изменений.

В рамках данной работы был разработан программный комплекс на основе порогового метода анализа гистограмм спектра мощности изображения. Сегментация по данному методу осуществляется путем разбиения всех вокселей на группы: группа вокселей с интенсивностью выше установленного порога и группа вокселей с интенсивностью ниже этого порога. Порог задается, исходя из профиля гистограммы спектра мощности для данного изображения. Данный метод позволяет сегментировать несколько типов тканей, для чего вводится несколько порогов (многопороговая классификация) [1].

Метод очень эффективен при сегментации областей с высоким контрастом между собой. Основными недостатками метода являются: зависимость результатов сегментации от выбранной величины порога;

повышенная чувствительность к шуму и неоднородностям в интенсивности МР-сигнала [1].

На рисунке 5 представлено окно программного комплекса для сегментации и картирования патологических очагов рассеянного склероза.

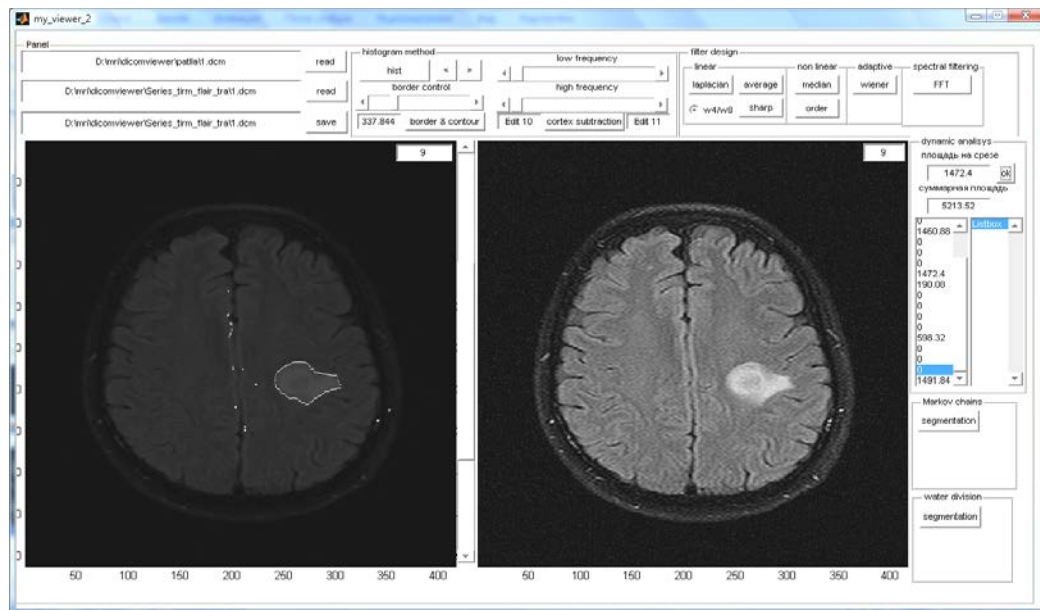


Рис. 5 - Рабочее пространство программного комплекса для сегментации и картирования МРТ изображений

Из рисунка 5 видно, что рабочее пространство содержит элементы предварительной обработки (фильтрации) изображений, анализа гистограмм спектра мощности сигнала изображений и управления пороговой классификацией. Количественный показатель результата сегментации представлен в виде сводной таблицы, в которой показаны значения вычисленных площадей патологических изменений по каждому срезу. Критерием количественной оценки результата сегментации является суммарная площадь патологических изменений вычисленная по формуле:

$$S_o = \sum_{i=1}^n (N_p * h_p * w_p)$$

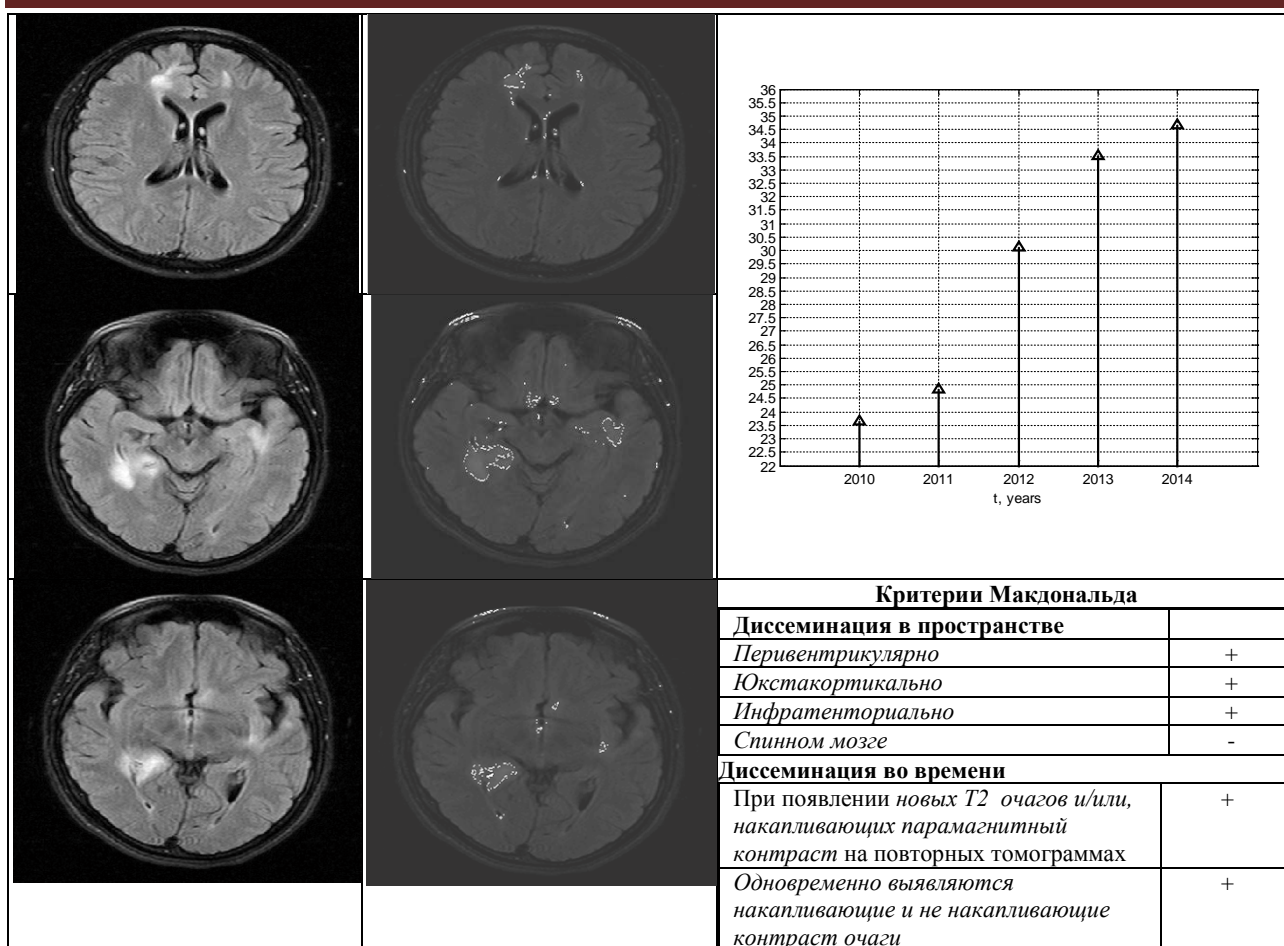
Где S_o – суммарная площадь пикселей, интенсивность которых соответствует патологическим изменениям; N_p – количество сегментированных пикселей на i срезе; h_p и w_p – размеры пикселя – высота и ширина соответственно.

Анализ полученных результатов и выводы.

Полученные результаты наглядно показаны в таблице 1 на примере клинического случая. Пациент «I» - женщина, 27 лет, динамически наблюдается с 2010 г, отрицательная динамика в виде появления новых очагов накапливающих контрастный препарат, прогредиентно-хроническое течение в стадии обострения. На основании полученных данных динамического наблюдения при сегментации и картировании патологических изменений с 2010 г. на каждом последующем исследовании сегментировались новые очаги, и отмечалось увеличение старых. Что позволяет врачу-рентгенологу достоверно отметить отрицательную динамику течения заболевания с использованием органолептических и инструментальных средств анализа МР изображений, качественно и количественно оценить исследование по критериям Макдональда, которые являются на настоящее время актуальными для оценки клинико-дагностической картины течения заболевания. Более того, данный программный комплекс позволяет снизить умственное и физическое напряжение врача путем подчеркивания патологических изменений.

Таблица 1. Клинический случай, результат работы программного комплекса для сегментации, картирования и оценки патологических изменений в веществе головного мозга.

Нативное изображение	Результат сегментации	Динамика
----------------------	-----------------------	----------



Перспективой развития данного программного комплекса является использование более сложных алгоритмов сегментации изображений таких как: Марковские цепи; нейронные сети. Реализация подходов к классификации патологических изменений по локализации и типу (очаг, отек, объемный процесс, кровь и др.).

Библиографический список

1. Верхлютов В.М., Гапиенко Г.В. Обзор методов сегментации и триангуляции данных МРТ электронный ресурс: <http://www.ihna.ru/files/member/verkhlyutov/art/mriseg2005.pdf>
2. Гонсалес Р., Вудс Р., Эддинс С. Цифровая обработка изображений в среде MATLAB М.: Техносфера, 2006 г, 621с, ISBN: 5-94836-092-X 2006
3. Претт У. Цифровая обработка изображений: Пер с англ. – М.: Мир, 1982. – Кн.1 – 312 с., ил.
4. Ричард А. Джонс, Йон Квернесс, Петер А. Ринк, Тимоти Е. Сато Магнитный резонанс в медицине. Backwell scientific publications, 1993, 247 с.
5. Информационно-образовательный портал научно практического центра рассеянного склероза ИМЧ РАН. Электронный ресурс: <http://rscleros.ru/>

RELEVANCE, PROBLEMS AND PROSPECTS OF DEVELOPMENT OF MEANS OF DIGITAL PROCESSING AND SEGMENTATION OF DEMYELIZATION PATHOLOGICAL CENTERS OF A BRAIN SUBSTANCE IN MAGNETIC-RESONANCE IMAGING

U. G. Spazhakin, A.A. Al-Kawati, M.A. Hamid

Vladimir State University named after Alexander and Nicholay Stoletovs, kafbmi@mail.ru

Abstract. In this work relevance, problems and prospects of development of means of digital processing and segmentation of demyelization pathological centers of a brain substance in magnetic-resonance imaging (MRI) pictures are considered. Relevance of use of MRI for demyelization diseases diagnostics and feature of pathological visualization are shown. Are formulated the purpose and problems of scientific research. Classification of methods of image segmentation is offered. The program complex for testing of algorithm of segmentation on the basis of threshold classification is realized. The assessment of result of work of a program complex is presented on a clinical case.

О СТАТИСТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИКАХ ПАРАМЕТРОВ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ У СПОРТСМЕНОВ РАЗЛИЧНЫХ ВИДОВ СПОРТА

Евсеева Г.В., Каторгина Г.И. Бойко И.П.
Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых

Во многих областях медицины в последние годы отлично зарекомендовал себя метод исследования раздельного капиллярного кровотока. Однако недостаточное исследование статистических параметров раздельного капиллярного кровотока в различных опытных группах представляет собой определенные сложности в развитии метода. Бурный рост оптических методов измерений с применением лазеров позволил создать ряд высокоэффективных, неинвазивных приборов для исследования гемодинамики микрососудистого русла [1].

Цель работы: исследовать параметры раздельного капиллярного кровотока в группах спортсменов и функции распределения капиллярно-веноулярного оттока.

Лазерная доплеровская флоуметрия (ЛДФ) - высокочувствительный неинвазивный метод для измерения уровня кровотока и диагностики состояния микроциркуляции в органах и тканях при различных состояниях. Метод лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ) основывается на оптическом (неинвазивном) зондировании тканей монохроматическим сигналом и анализе частотного спектра монохроматического сигнала, отраженного от движущихся в тканях эритроцитов [4,5].

Регистрируемый при ЛДФ сигнал количественно характеризует кровоток в микрососудах с временным разрешением – 50 мс (т.е. речь идет о мгновенной величине потока) и пространственным разрешением 1 мм (измерение осуществляется примерно в 1-1,5 мм³ ткани). Изменение частоты отраженного лазерного излучения прямо пропорционально скорости движения (эффект Доплера) клеток в измеряемом объеме ткани (1-1,5 мм³). Луч лазера проникает в кожу на глубину до 1,5 мм и дает информацию о кровотоке в поверхностных сосудах [6].

В основе лазерной доплеровской флоуметрии лежит использование излучения гелий-неонового лазера ($\lambda=632,8$ нм) малой мощности, которое хорошо проникает в поверхностные слои тканей. При отражении излучения от движущихся объектов (каковыми являются эритроциты в капиллярах) имеет место изменение частоты сигнала (эффект Доплера). На этом эффекте основывается определение интенсивности микроциркуляции в тканях [6].

В ходе проведения настоящей работы были обследованы 379 человек в возрасте от 18 до 25 лет. Было выделено 5 групп:

1) Контрольная группа (КГ) студенты, проходящие обучения в рамках физического воспитания, не занимающиеся спортом (70 человек).

2) Спортсмены циклических видов спорта (Ц), к которым относятся бег, спортивная ходьба, плавание, велосипедный спорт, лыжные гонки, конькобежный спорт и др. Несмотря на определенные различия в биомеханике, данные виды характеризуются общими параметрами энергетики мышечных нагрузок (72 человека).

3) Спортсмены скоростно-силовых видов легкой атлетики (СС), например - прыжки, метания. Отличительная особенность этих видов — взрывная, короткая по времени и очень интенсивная физическая деятельность (75 человек).

4) Спортсмены спортивных единоборств (СЕ), например - тяжелая атлетика, пауэрлифтинг. Отличительная особенность этих видов — взрывная, короткая по времени и очень интенсивная физическая деятельность. (71 человек).

5) Спортсмены игровых видов спорта (футбол, волейбол) (И). Данные виды спорта характеризуются постоянным чередованием интенсивной мышечной деятельности и отдыха (91 человек).

Также каждая из спортивных групп была условно разбита на подгруппы спортсменов с низкими и высокими спортивными результатами в своем виде.

Исследуемые 1 группы (КГ) студенты практически не имеющие отклонений в состоянии здоровья. Исследуемые 2-5 групп занимаются в различных специализированных учреждениях, в том числе и в ВлГУ. Авторами все обследованные были разделены на 2 группы в зависимости от показываемых спортивных результатов – с низкими (низ) и высокими (выс).

Распределения параметра капиллярно-веноулярного кровотока представлено на рисунке 1.

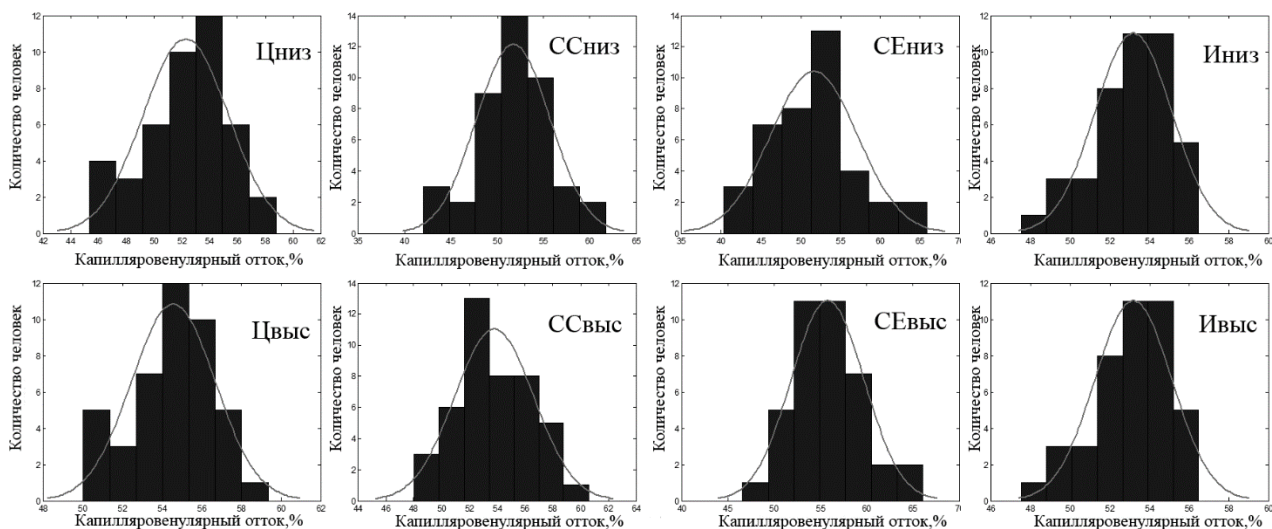


Рис. 1 Сравнение распределений параметра капилляровенулярного кровотока с кривой нормального распределения. Подписи групп и подгрупп в правых верхних частях графиков

Как видно из рис.1 визуально распределения параметра капилляровенулярного кровотока близки к нормальным, что так же было подтверждено критерием хи-квадрат. Таким образом, возможно применение математической статистики для выявления межгрупповых различий.

Результаты проведенного исследования представлены в таблице 1. У большинства спортсменов наблюдается тенденция увеличения веноулярного оттока по сравнению с контрольной группой, кроме группы силовых видов спорта. Но независимо от этого для перспективного прогнозирования необходимо рассматривать результаты каждого спортсмена в отдельности.

Как видно из таблицы 1 результаты проведенного исследования оказались статистически достоверными. Однофакторный дисперсионный анализ показал значимое отличие групп спортсменов от контрольной группы, а также значимое различие групп с высокими и низкими спортивными результатами.

Самые высокие показатели оттока у спортсменов игровых видов спорта, в то время как самые низкие показатели - у занимающихся спортивными единоборствами. Рассмотрим результаты капилляроскопии спортсменов в каждой из исследуемых групп с учетом подгрупп. Во всех группах спортсменов обследуемые с более высоким показателем капилляровенулярного кровотока показывают значительно более высокие спортивные результаты.

Таблица 1 — Статистические результаты капилляроскопии в исследуемых группах

	КГ	Цниз	Цвыс	ССниз	ССвыс	СЕниз	СЕвыс	Иниз	Ивыс
Показатель капилляро-веноулярного оттока Мх, %	51,42	52,10	55,84	51,91	53,46	52,41	56,21	53,78	56,78
СКО, %	2,42	3,31	2,55	4,11	3,61	5,63	3,63	2,10	3,55
Ах	0,1	0,3	0,1	-0,1	0,4	0,05	0,6	0,2	-0,4
Ех	3,1	2,5	4,3	3,1	2,8	2,9	3,4	3,3	2,8
р		0,005	0,0044	0,0089	0,0049	0,0064	0,0053	0,0071	0,004

Анализ индивидуальных показателей капилляровенулярного кровотока позволил выделить три группы обследуемых, различающихся по степени физиологического режим микроциркуляции:

1. Первую группу составили спортсмены с повышенным капилляровенулярным кровотоком, которые наиболее физиологически приспособлены к длительным нагрузкам, в том числе на выносливость.
2. Вторую группу составили спортсмены с пониженным капилляровенулярным кровотоком, которые наиболее физиологически приспособлены к кратковременным экстремальным нагрузкам
3. Спортсменов третьей группы с параметрами кровотока близкими к норме.

Выводы:

Исследования отдельного капиллярного кровотока в группах и подгруппах спортсменов является статистически обоснованным.

Показатель капилляровенулярного кровотока является информативным в прогнозе спортивных результатов.

Таким образом, ЛДФ-графия в сочетании с методикой отдельного капиллярного кровотока может с успехом применяться для отбора спортсменов к занятиям видами спорта с преимущественным проявлением

выносливости, коррекции двигательного режима и выявления ранних донозологических и патологических изменений.

Библиографический список

1. Аулик И.В. Определение физической работоспособности в клинике и спорте. М.: Медицина, 1990.
2. Баевский Р.М. Прогнозирование состояний на грани нормы и патологии. М.: Медицина, 1979.
3. Загрядский В.П., Ендальцев Б.В., Давиденко Д.Н. Неспецифическая устойчивость организма и прогнозирование функциональных возможностей // Прогнозирование функционального состояния спортсменов и физиологические резервы организма. Фрунзе: Илим, 1984. Т. 2. С. 100.
4. Куприянов В. В., Караганов Я. Л., Козлов В. И. Микроциркуляторное русло. – М.: Медицина, 1975. 216 с
5. Крупаткин А.И., Сидоров В.В. Лазерная доплеровская флоуметрия микроциркуляции крови М:Медицина, 2005. 256 с. ISBN 5-225-04221-X
6. Крупаткин А.И. Клиническая нейроангиофизиология конечностей (периваскулярная иннервация и нервная трофика). – М. - Научный мир - 2003.- С. 328 .
7. Бойко И.П., Каторгина Г.И., Пермьяков С.А. Исследование раздельного капиллярного кровотока. Монография. LAP LAMBERT Academic Publishing, 2014 - 136 стр.

ABOUT STATISTIC FEATURES OF MICROCIRCULATION PARAMETERS IN ATHLETES OF VARIOUS SPORTS

Evseeva G.V., Katorgina G.I. Boyko I.P.
Vladimir State University

Opportunity to assess the functional status of athletes is limited to the need to use special equipment, long-time research, a very limited capacity to attract medical personnel to work with the athletes of mass categories and lack of adequate training of trainers in conducting similar studies. The rapid growth of optical measurement techniques using lasers to create a number of highly allowed, non-invasive instruments for research microvascular hemodynamic analysis of individual indicators capillary venular bloodflow-out revealed three groups of subjects, differing in the degree of physiological mode of microcirculation: First group consisted of athletes with increased venular bloodflow-out that is physiologically adapted to sustained loads, including endurance. Second group consisted of athletes with low venular bloodflow-out that is physiologically adapted to the short-term extreme loads. Athletes third group with parameters bloodflow-out close to normal. Thus, LDF-graphy in conjunction with capillary blood flow separation technique can be successfully applied for the selection of athletes for sports studies with primary display of endurance, correction motor mode and detect early pathological changes

Keywords: functional status, athletes, prognostics, venular bloodflow-out

АППАРАТ МАТЕМАТИЧЕСКОЙ ЛОГИКИ В ЗАДАЧАХ МЕДИЦИНСКОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ

Фролова Т.Н.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых

Возрастающие требования к объемам и качеству оказания медицинских услуг сопровождаются увеличением потоков и объемов обрабатываемой информации. В этих условиях возрастает роль компьютерной обработки и моделировании событий в медицинской практике. Аппарат математической логики создаёт предпосылки для разработки математических моделей и создания на этой основе компьютерных технологий обработки информационных потоков с единых теоретических позиций. Особенностью математического аппарата булевой алгебры является абстрагирование от содержательного значения простых и сложных событий и использования только признаков истинности или ложности. Аппарат четкой логики может быть использован в медицинской практике для подтверждения истинности сложных событий, например, медицинских диагнозов; устранения избыточности при описании событий путём использованием типовых процедур обработки информации, при разработке руководящих документов для различных уровней деятельности медперсонала.

Типовой алгоритм решения подобных задач предусматривает использование двоичного кодирования событий и табличных форм представления информации. Таблица истинности отображает сложное событие как результат существования множества простых событий. Таблица одержит наборы значений логических переменных (простых событий), принимающих значение единицы (истина) и нуля (ложь). Логическая функция (диагноз, предпринимаемое действие согласно руководящему документу для медперсонала, заключение по анализу крови и т.п.) принимает значение единицы при соответствующих наборах значений логических переменных (симптомы заболевания, выполняемые условия для конкретного действия медперсонала, показатели состава крови данного анализа и т.п.), в остальных случаях значение нуля.

Для перехода от табличной формы задания логической функции к её математическому выражению записываются дизъюнкции (конъюнкции) конститuent единицы (нуля), соответствующих наборам значений переменных, на которых функция принимает значение, равное единице (нулю). В каждом члене полученной совершенной нормальной (дизъюнктивной или конъюнктивной) формы функции представлены все переменные. Используя свойства булевой алгебры, можно минимизировать логическую функцию, т.е. представить её в дизъюнктивной (конъюнктивной) нормальной форме, которая содержит меньшее число переменных. В задачах медицинской деятельности это означает устранение информационной избыточности при описании сложных событий.

Наиболее сложной из прикладных задач аппарата математической логики в медицине является диагностика заболеваний. В диагностической таблице, построенной по принципу таблицы истинности, количество логических переменных определяется количеством клинических данных, количество логических функций – числом диагнозов, которые можно определить по указанным в таблице клиническим данным. В случае соответствия набора симптомов нескольким диагнозам необходимо дополнительное обследование пациента. Наряду с клиническими данными в качестве логических переменных могут быть указаны вредные привычки пациента, перенесенные им заболевания, факторы окружающей среды и т.д.

Качественные признаки заболевания, выявляемые при внешнем осмотре врача, перкуссии, пальпации и аускультации и опросе пациента (степень локализации боли, характер и степень болевых ощущений и т.д.) можно формализовать введением градаций в шкале возможных оценок признака. Интервальная шкала оценок качественных признаков, отражающих самооценку состояния пациента, не может иметь точные границы (восприятия, ощущения). Причиной неопределенности является субъективное отражение внутреннего состояния пациента. Количество уровней градации оценки зависит от возможности пациента различить уровни по своим ощущениям, учитывая его эмоциональное состояние. В простейшем случае может быть выделено два уровня (низкий, высокий) или три (низкий, средний, высокий) уровня. Каждому уровню качественного признака ставится в соответствие логическая переменная, которая в таблице истинности принимает значение единицы, если пациент отмечает данный уровень признака, и значение нуля в противном случае.

Современные экспертные системы медицинской диагностики опираются на некоторую базу знаний, формируемую накоплением опыта из ранее применяемых методов диагностики и результатов экспериментальных исследований. Системы используют сложные алгоритмы, основанные на анализе связей между признаками или модели нейронных сетей; как правило, имеют специализированную направленность, большинство таких систем имеет локальную реализацию. Модели знаний, лежащие в основе экспертных систем поддержки решения, не соответствуют в полной мере знаниям высококвалифицированного специалиста. Окончательное решение принимает врач, обладающий не формализуемой интуицией и опытом, владеющий законами диалектической логики. Рассматриваемые диагностические таблицы имеют более универсальное назначение, содержат данные субъективного и объективного обследования пациента в наглядной форме, что облегчает их анализ и интерпретацию. Диагностическая таблица, построенная по принципу таблицы истинности, может дополняться при необходимости и возможности новыми признаками (симптомами заболеваний). Характер и количество уровней градации качественных признаков могут корректироваться в процессе длительного взаимодействия врача и пациента, что позволит вводить в практику врача индивидуальные диагностические таблицы, которые учитывают индивидуальные особенности организма пациента, его наследственную предрасположенность, состояние реактивности и т. д. Использование диагностических таблиц облегчает и ускоряет процесс принятия решения врачом.

Формальная логика абстрагируется от смыслового содержания событий. Это позволяет использовать аппарат формальной логики для решения широкого круга задач в медицинской деятельности: от устранения информационной избыточности в руководящих документах для медперсонала до разработки электронных диагностических таблиц.

APPARATUS OF MATHEMATICAL LOGIC FOR PURPOSES OF MEDICAL ACTIVITY

Frolova T.N.

Vladimir State University named after Alexander and Nicholay Stoletovs

Considered the possibility of using the apparatus of mathematical logic in medical activities and features to create diagnostic tables.

ПРИМЕНЕНИЕ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ РАДОНА ДЛЯ ИЗВЛЕЧЕНИЯ ПРИЗНАКОВ ИЗ МРТ ИЗОБРАЖЕНИЙ МОЗГА С ОПУХОЛЕВЫМИ ОБРАЗОВАНИЯМИ

Абдулракеб А.Р., Сушкова Л.Т.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых

atef_alsanawy@hotmail.com

Введение

Мозг человека является организованной системой. Он выступает в качестве центра управления функциями организма. Слова, действия, мысли и чувства сосредоточены в головном мозге [1]. Одной из главных причин увеличения смертности среди детей и взрослых является опухоль мозга. По результатам большинства развитых стран было заключено, что в течение последних нескольких десятилетий, количество людей, страдающих и умирающих от опухоли головного мозга, увеличилось до 300 человек в год [2]. Расположение опухоли в головном мозге является одним из факторов определяющих влияние опухоли головного мозга на функционирование организма, что характеризуется определенными симптомами[1].

Магнитно-резонансная томография (МРТ) является одним из важнейших методов для визуализации анатомических структур человеческого организма [1]. Этот метод, в основном, используется для выявления различий в тканях, и имеет гораздо лучшие результаты по сравнению с компьютерной томографией. Поэтому МРТ является предпочтительным методом для обнаружения опухоли мозга и рака изображений[2].

Постановка задачи

Цифровая обработка изображений играет большую роль в обнаружении и определении параметров опухолевых образований. Для таких целей применяются различные методы, в процессе работы которых выбирается база данных МРТ изображений, извлекаются из них отличительные признаки одного изображения от другого путем измерения определенных свойств или особенностей, и выбирается метод сегментации [2]. Для извлечения признаков применяется ряд методов, в том числе текстурные методы (контраста, корреляции и энтропии и др.).

Преобразование Радона, предложенное австрийским математиком И. Радонем в 1917, году нашло широкое применение в томографии. С его помощью вычисляют матрицу проекций изображения вдоль заданных направлений. В этой статье рассматривается применение преобразования Радона для извлечения признаков из МРТ-изображения мозга с целью дальнейшего применения в задачах кластеризации и сегментации.

Обработка МРТ-изображения путем преобразования Радона

Применение преобразования Радона на изображение $f(x, y)$ для данного набора углов можно рассматривать как вычисление проекций изображения вдоль заданных углов θ . Результаты проекций являются суммой интенсивностей точек в каждом направлении. Результатом является новый образ $R(\rho, \theta)$ [3].

Математически преобразование радона записывается как [3]:

$$R(\rho, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(\rho - x \cos \theta - y \sin \theta) dx dy, \quad (1)$$

в котором $\delta(\theta)$ — дельта функция Дирака, а $\rho = x \cos \theta + y \sin \theta$.

Таким образом, каждое значение образа $R(\rho, \theta)$ есть интеграл от тех значений изображения $f(x, y)$, которые оно принимает вдоль угла θ , изменяющегося от 0° до 180° [4].

Анализ литературы по применению преобразования Радона для решения различных научно-практических задач показывает, что эффективность решения их зависит от числа используемых проекций. В связи с этим в данной работе была поставлена задача исследования качества обработки МРТ медицинских изображений в зависимости от числа проекций при применении преобразования Радона для извлечения данных из этих изображений под разными углами.

В качестве тестового изображения использовалось МРТ- изображение аксиального среза головы (показано на рисунке 1).

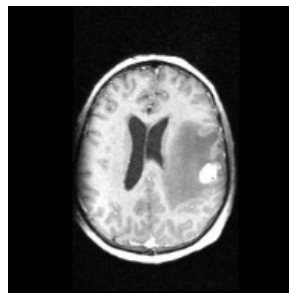


Рисунок.1. МРТ- изображение аксиального среза головы с опухолью.

Данные, полученные путём применения преобразования Радона на изображении, далее преобразовывались в вектор столбец и записывались в текстовый файл.

исследуется преобразование Радона исходного изображения для шести различных значений углов θ .

Таблица1. Углы исследования и их параметры.

Угол	θ_1	θ_2	θ_3	θ_4	θ_5	θ_6
Шаг	0:179	0:2:178	0:4:172	0:7:175	0:10:170	0:16:176
Количество проекций	180	90	44	25	18	12

На рис.2 представлены реконструируемые изображения и соответствующая визуализация результатов преобразования Радона, а в табл 2 представлены такие параметры, как разница времени вычисления обратного преобразования Радона для реконструкции изображения, а также размер и длину вектора данных, получаемых из изображения при каждом угле.

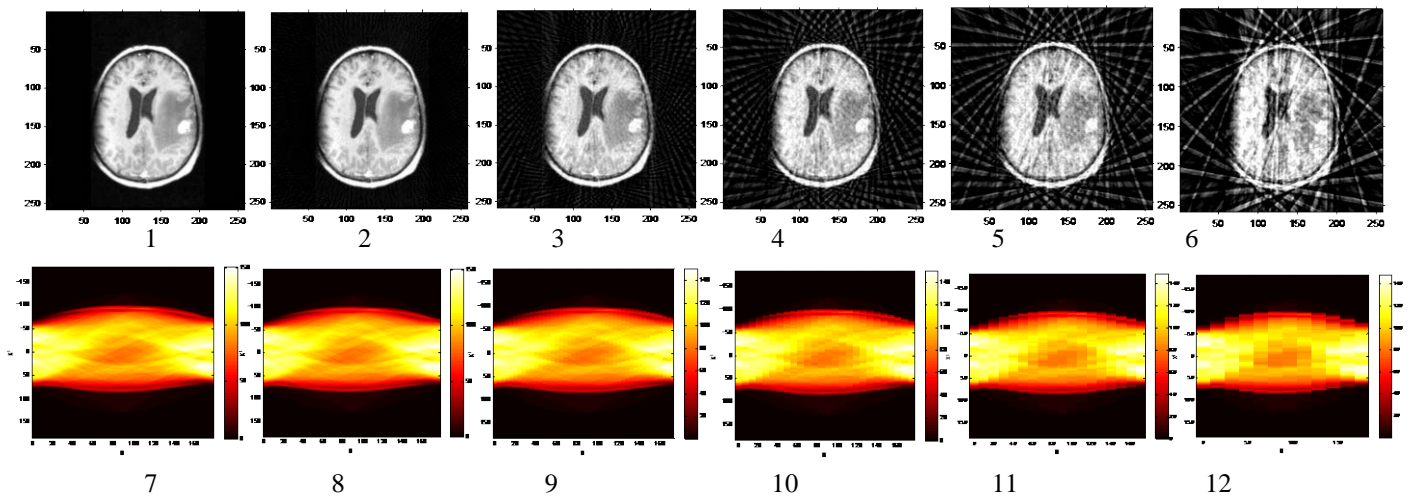


Рисунок.2. Реконструируемые изображения (1-6) с использованием 180,90,44,25,18,12 проекций, соответствующие результаты преобразования Радона (7-12).

Таблица 2. Сравнение результатов вычисления преобразования Радона при разных проекциях.

Количество проекций	180	90	44	25	18	12
Время реконструкция изображения (сек)	0.052631	0.030442	0.011008	0.007960	0.005032	0.003655
Длина вектора данных	66060	33030	16148	9175	6606	4404
Размер текстового файла (кб)	385	193	95	54	39	25

Заключение

Из рисунка 2 видно что, при использовании 180 проекций реконструируемое изображение идентично исходному, а при уменьшении количества проекций на реконструируемом изображении появляются белые линии, которые показывают отсутствие данных в этих проекциях. Из таблицы 1 видно что, как и следовало ожидать, чем больше количество проекций, тем больше время вычисления, и тем больше длина вектора полученных из изображений данных и размер текстового файла, что естественно, требует больше памяти ЭВМ. Учитывая, что в данной работе главной задачей является не реконструкция, а извлечение признаков из изображения для дальнейшего кластеризации и сегментации, наиболее целесообразным можно считать выбор варианта с количеством проекций 44, при котором полученные данные достаточно, и реконструируемое изображение не искаженное, и размер текстового файла не требует больше памяти ЭВМ.

В дальнейшем предполагается использовать преобразование Радона на этапе обработки МРТ-изображений и провести исследования возможностей применения метода нейронных сетей для анализа (распознавания) типа патологии на этом изображений.

Библиографический список

1. M. Rakesh, T. Ravi, Image Segmentation and Detection of Tumor Objects in MR Brain Images Using fuzzy C-means (FCM) Algorithm. IJERA, №2, 2012.
2. Anam Mustaqeem, Ali Javed, Tehseen Fatima, An Efficient Brain Tumor Detection Algorithm Using Watershed & Thresholding Based Segmentation. Image, Graphics and Signal Processing, №10, 2012.
1. Carsten Højlun, The Radon Transform, Aalborg University, 2007.
2. И.С. Грузман, Математические задачи компьютерной томографии. Соросовский образовательный журнал, том 7, №5. 2001.

APPLICATION OF RADON TRANSFORM FOR FEATURE EXTRACTION FROM MRI IMAGES OF BRAIN TUMOR

A.R. Abdulaqeb, L.T. Sushkova

Vladimir state university named after Alexander and Nikolay Stoletovs

This paper describes a Radon transform that has been applied for the processing of MRI images. The Radon transform extracts features from the images by calculating the intensity of all pixels that are in one direction. More projections we make, better reconstructed image we can get by using the inverse Radon transform. Since our task is not a reconstruction but extraction features from images for further clustering and segmentation the best selection of projections is 44.

◆

СИСТЕМА МЕТОДОВ И СРЕДСТВ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОГО АНАЛИЗА КАРДИОСИГНАЛОВ

Исаков Р.В.

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых,

Isakov-RV@mail.ru

В настоящее время встаёт вопрос о разработке нового поколения медицинских приборов, применяемых для доклинической амбулаторной диагностики. Это связано с тем, что почти все патологии легче лечить на ранней стадии.

Методы исследования

При разработке прикладных комплексов экспресс оценки функционального состояния организма необходимо исследовать выбранную биологическую систему комплексно, учитывая разные особенности работы организма. В случае исследования сердечно-сосудистой системы человека целесообразно выделить особенности проведения (распределения) электрического потенциала в сердце и механической работы по проталкиванию крови через сосуды.

Электрические процессы в сердце можно оценить по электрокардиосигналу (ЭКС), который несет в себе информацию не только о состоянии проводящих путей всех частей сердца, но и о центральном управлении вариабельностью ритма сердца.

Механические процессы сердечно-сосудистой системы отображаются на пульсовых волнах (фотоплетизмограмма, реограмма и др.), характеризующих состояние артериальных сосудов, а также на фонокардиосигналах, несущих информацию о состоянии полостей сердца.

Систематизация методов исследования сердечно-сосудистой системы представлена на рисунке 1.

Для детализации электрокардиографической информации возможно применение нескольких стандартных отведений, а для оценки различных отделов сердца – произвести сегментацию кардиокомплексов в данных отведениях.

Различные электрокардиографические отведения позволяют разделить признаки патологий, относящиеся к правым и левым отделам сердца. Учитывая практические ограничения систем для экспресс-мониторинга, наиболее удобными являются отведения от конечностей (I, II, III стандартные отведения Эйнтховена). Причём I отведение, в основном, отражает деятельность правой части сердца, III отведение – левой части сердца, а II отведение несёт в себе интегральную информацию [2].

Обоснованием выбора опорных точек является то, что:

- процесс деполяризации предсердий и прохождение потенциала действия через атриовентрикулярное соединение соответствует появлению зубца Р и интервалу Р-Q на электрокардиограмме (ЭКГ);
- деполяризация желудочков провоцирует возникновение QRS-комплекса;
- процессы реполяризации, угасания возбуждения и восстановление исходного состояния миокардиоцитов отображаются графически на ЭКГ интервалом S-T и зубцом Т [2].



Рисунок 1 – Методы исследования сердечно-сосудистой системы человека

При определении начала и окончания сегментов ЭКГ в электрокардиографии принято использовать временной интервал $0,10 \pm 0,02$ с. Например, ширина зубца Р, интервала Р—Q, QRS-комплекса равняется $0,10 \pm 0,02$ с. Эмпирически определено, что время реполяризации и время возбуждения всех отделов сердца приблизительно равны. Следовательно, продолжительность фазы реполяризации находится в районе $0,30 \pm 0,02$ с [2].

Использование сегментарного подхода к обработке ЭКС позволяет выявить отклонения в электрической активности сердца с локализацией по основным его отделам, путем выделения:

- а) сегмента ЭКГ с Р-зубцом (оценка функционального состояния предсердий);
- б) сегмента с QRS-комплексом (оценка функционального состояния желудочков);
- в) сегмента S-T и Т-зубца (оценка процесса реполяризации миокарда, играющего большую роль в диагностике ишемической болезни сердца [2]).

Для оценки левой части сердца можно использовать III отведение, а правой – I отведение.

Пульсовые волны, как и фонокардиографические кривые, также можно подвергнуть сегментации, так как на них присутствует информация о разных участках сердечно-сосудистой системы в последовательной форме.

В случае пульсовой волны благоприятной опорной точкой является максимум систолического выброса (например, точка В2 на фотоплетизмограмме (ФПГ)). Здесь можно выделить две зоны: систолу (интервал В1-В2) и диастолу (интервал В2-В5). Первая зона дает информацию о процессе прохождения крови по артериям, позволяя оценить наличие препятствий току крови под давлением. Вторая зона несет информацию об эластических свойствах сосудов, оценивающих степень их жесткости.

На фонокардиограмме (ФКГ) опорной точкой может являться максимум тона S1, так как он присутствует на всех фонокардиограммах и имеет наибольшую мощность. Целесообразно выделить две зоны: интервал S1 - S2 и интервал S2 - S1 следующего цикла. Отклонения от нормы в данных зонах будут говорить о патологических изменениях в полостях сердца.

Для анализа вариабельности ритма сердца (ВСР) при дифференцировании пациентов на условно здоровых людей или имеющих патологические отклонения в работе был использован метод корреляционной ритмографии, суть которого заключается в графическом отображении последовательных пар кардиоинтервалов (предыдущего и последующего) в двумерной координатной плоскости. График и область точек, полученных таким образом, как известно, называется скаттерграммой.

Этот способ оценки ВСР относится к методам нелинейного анализа и является особенно полезным для случаев, когда на фоне монотонности ритма встречаются редкие и внезапные нарушения.

Система анализа

При проведении профилактических экспресс-исследований обычно ставится вопрос не о диагностике патологий, а об отнесении человека к группе риска. Поэтому целесообразно в подобной системе производить не диагностику патологий, а выявление отклонений от нормы. При этом исследуемый сигнал сравнивается с эталонным представлением о норме. Проблема такого подхода заключается в индивидуальных и групповых особенностях нормы, что делает многие методы непригодными для исследования большого числа людей. Решить проблему может переход к применению интеллектуальных методов анализа сигнала, которые обладают собственным опытом и способностью обучаться, перенимая опыт у врачей-специалистов.

Для реализации интеллектуальной системы анализа кардиосигналов был выбран нейросетевой подход, а в частности модель многослойного персептрона [1], входящего в состав модульной структуры, так как проведенные исследования [3] показали хорошие результаты его применения в задачах анализа ЭКГ.

Такая организация нейронной сети имеет биологическое обоснование. Известно, что функционирование головного мозга осуществляется отдельными областями (нейромодулями), отвечающими за выполнение конкретных функций (слух, зрение, моторные функции и т.п.) [4].

Обработка сигналов

В данной работе для предварительной обработки кардиосигналов был выбран подход, основанный на сегментации кардиокомплекса на несколько ключевых зон (для ЭКГ – 3, для ФПГ и ФКГ – 2), так как единственной точкой, требуемой для обнаружения, является локальный максимум (например, R-зубец), который, вследствие своей относительно высокой амплитуды, хорошо обнаруживается существующими методами [2].

Алгоритм предварительной обработки сигнала для создания образов кардиосигнала состоит из восьми операций:

1. Обнаружение опорной точки;
2. Выделение участков кардиокомплексов;
3. Линейное нормирование участков кардиокомплексов;
4. Накопление нормированных участков кардиокомплексов;
5. Определение и устранение артефактных и нетипичных участков кардиокомплексов;
6. Создание обобщенного кардиокомплекса путем усреднения по ансамблю серии синхронизированных кардиокомплексов;
7. Сегментация участка кардиокомплекса на соответствующие ему зоны;
8. Линейное нормирование сигналов в каждом сегменте.

Процесс сердечной деятельности носит ритмичный циклический характер с почти полным подобием кардиоциклов (за исключением аритмий), поэтому в алгоритме предварительной обработки сигнала предусмотрено усреднение по ансамблю [5]. Это дает существенное снижение случайных помех и выделение обобщенной информации об исследуемом процессе. Однако, аритмичные, артефактные и другие нетипичные кардиокомплексы не должны быть подвержены обработке во избежание искажения образа. Поэтому, классификация и подсчет аритмий должны производиться отдельно.

Обработка сигналов кардиоинтервалографии выполняется отдельным алгоритмом, т.к. связана с анализом изображения скаттерграммы ритма сердца. Диапазон длительностей кардиоинтервалов выбран от 300 до 1700 мс и обусловлен общеизвестными требованиями к анализу вариабельности ритма сердца. В дальнейшем, изображение скаттерграммы для сокращения размерности подвергается бинаризации.

Как известно, бинарное изображение — это есть разновидность цифровых растровых изображений, когда каждый пиксель может представлять только один из двух цветов. Значения каждого пикселя условно кодируются, как «0» и «1». Значение «0» условно называют задним планом или фоном, а «1» — передним планом.

На стадии бинаризации объект изображения (скаттерграмма) преобразовывается в бинарную матрицу данных, отражающую яркостные показатели каждого пикселя. Яркость каждого пикселя определяется результатом суммы точек, попавших в ячейку, образованную сеткой нужной размерности. Если результат суммы получается больше нуля, то ячейка считается планом, иначе – фоном. Далее бинарная матрица преобразуется в вектор, который и является входным для ИНС.

Выводы

Разработанные методы и средства анализа кардиосигналов предназначены для работы с врачом-экспертом для накопления его опыта. Накопленный в искусственных нейронных сетях опыт может быть тиражирован и использован малоквалифицированным персоналом при проведении массовых экспресс-исследований с целью выделения «групп риска», а также в программах автоматизированной расшифровки суточной записи ЭКГ.

Такой подход к построению системы автоматического анализа кардиосигналов даёт возможность уменьшить число неверных заключений, путём адаптации системы к конкретным условиям эксплуатации, аппаратной базе, этническим и географическим особенностям людей.

В настоящее время ведётся исследование экспериментального образца обучаемой системы интеллектуального анализа кардиосигналов.

Работа выполняется при поддержке гранта Президента РФ молодым российским учёным № МК-2702.2013.8

Библиографический список

1. Хайкин С. Нейронные сети: полный курс, 2е издание. : Пер. с англ. - М. Издательский дом "Вильямс", 2006. - 1104 с. : ил., ISBN 5845908906
2. Суворов А. В. Клиническая электрокардиография. /Нижний Новгород. Изд-во НМИ, 1993. 124 с
3. Исаков Р.В., Аль-Мабрук М.А., Лукьянова Ю.А., Сушкова Л.Т. Результаты исследования нейронных сетей в задачах распознавания патологических изменений электрической активности сердца. – Биомедицинская радиоэлектроника, 2010, №7, с. 9-13

4. Физиология человека: в 3-х томах. Т. 1. Пер. с англ. Под ред. Шмидта Р. и Тевса Г. – М.: Мир, 1996. – 323 с.
5. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов/ пер. с англ. М.: Физматлит, 2007. 440 с. ISBN 978-5-9221-0730-3
6. Чирейкин Л.В., Баевский Р.М., Иванов Г.Г. Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (методические рекомендации). Санкт-Петербург, 2001. -65с.

SYSTEM OF METHODS AND MEANS OF CARDIO SIGNALS INTELLECTUAL ANALYSIS

Isakov R.V.

Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs, Isakov-RV@mail.ru

In this paper, methods used for express evaluation of the functional state of the cardiovascular system. For solving the problem of analysis was applied artificial neural networks. Used such signals as an electrocardiogram, heart rhythm, pulse wave and phonocardiogram. With their use are entitled to evaluate both mechanical and electrical activity of the cardiovascular system, which provides a comprehensive evaluation of its activities.



ОБЗОР ОСНОВНЫХ МЕТОДОВ ОБНАРУЖЕНИЯ АРТЕФАКТОВ В БИОМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛАХ

Аль-Хайдри В.А., Исаков Р.В., Сушкова Л.Т.

Владимирский государственный университет

имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых

fawaz_tariq@mail.ru

3 Большинство биологических сигналов являются малоамплитудными, окруженными множеством других сигналов различного происхождения. Любой другой сигнал, кроме исследуемого, может быть назван помехой, артефактом или просто шумом. Источники шума могут быть как физиологическими, так и вызванными используемой аппаратурой или условиями эксперимента [1].

Проблемы, вызываемые артефактами в биомедицинских сигналах, чрезвычайно широки по своему диапазону и разнообразию. Их способность к снижению эффективности работы многих изошрѐнных алгоритмов обработки сигналов очень велика.

Следовательно, задача обнаружения артефактов в биомедицинском сигнале является необходимой и актуальной для обеспечения достоверного анализа полученной информации [3].

Данная работа посвящена обзору методов обнаружения артефактов, обычно встречающихся в биомедицинских сигналах.

Классификация артефактов в биомедицинских сигналах

На рис.1 приведена общая классификация шумов и помех, которые часто оказывают влияние на биомедицинские сигналы.

Методы обнаружения артефактов в биомедицинских сигналах.

Существуют разные методы обнаружения и выделения артефактов и помех, которые часто встречаются при регистрации того или иного медицинского сигнала.

Регрессионный анализ

В этом методе соотношение между сигналом и артефактом определяется путем вычисления фактора распространения или коэффициент передачи. На основе оценки пропорции сигнала и артефакта можно выделить артефакт и избавиться от него. Однако, данный метод имеет большие проблемы, которые заключаются в том, что он не способен обнаружить артефакты в случае перекрытия артефакта и сигнала, а в случае вычитания артефакта от сигнала возможна потеря части информации [9].

Метод главных компонент (АГК)

Данный метод основан на линейном разложении сигнала на составляющие компоненты, выделении артефакта и его восстановлении без компоненты артефакта. Методы, основанные на АГК, не позволяют полностью выделить артефакт из сигнала, когда в нем присутствуют полезные составляющие и артефакты одинаковой амплитуды. Также у данного подхода есть и ряд других недостатков, вследствие чего большую популярность получили методы на основании метода независимых компонент.

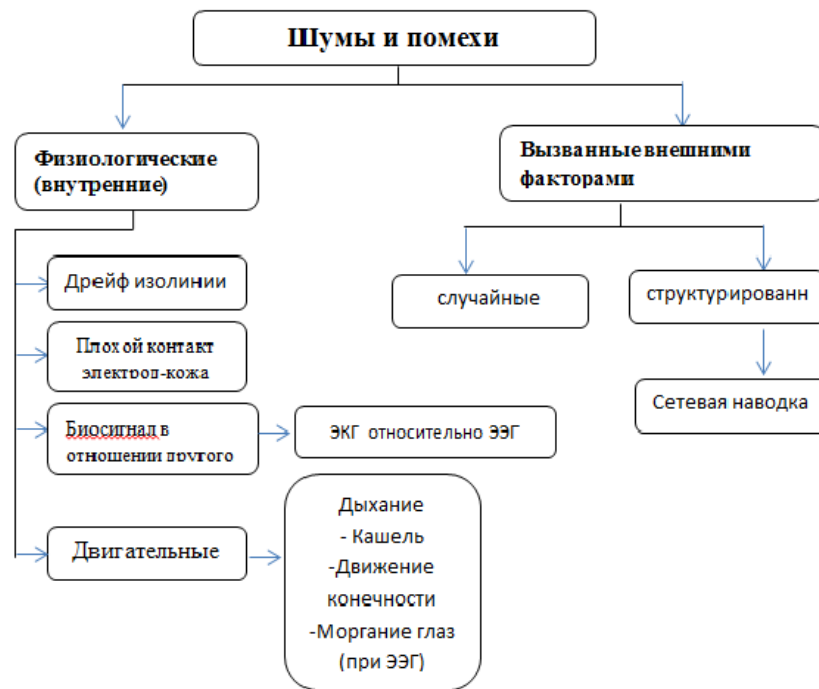


Рисунок 1 – Классификация артефактов

Метод независимых компонент (АНК)

Одна из центральных проблем в практике применений нейронных сетей, статистике, задачах ЦОС - это задача нахождения наиболее компактного представления данных. Что важно для последующего анализа, которым может быть распознавание образов, классификация и принятие решений, сжатие данных, фильтрация шумов, визуализация [2]. Относительно недавно, для решения подобных задач, привлек широкое внимание метод нахождения линейного преобразования, обеспечивающего независимость компонент, называемый в [4] анализ независимых компонент (АНК).

АНК является новым методом разделения источников, а его применение к биомедицинским сигналам быстро расширяется. В области анализа ЭКГ, Кардосо представил хорошие результаты АНК разложения для ЭКГ плода и матери, записанных одновременно с 8 электродов, расположенных на груди и животе матери. Висбек и др. применяли АНК для удаления артефактов дыхания из ЭКГ. Это показывает способность АНК к улучшению качества кардиосигнала [5].

Математическая модель АНК:

Модель, используемую в анализе независимых компонент, можно представить в виде: $\mathbf{y} = \mathbf{H}\mathbf{x}$, где: \mathbf{y} - m -мерный случайный вектор, \mathbf{x} - n -мерный случайный вектор с независимыми компонентами, \mathbf{H} - некоторое обратимое неизвестное отображение $R^n \rightarrow R^m$, $m \geq n$.

Задача АНК формулируется как задача поиска такой проекции вектора \mathbf{y} на линейное пространство векторов \mathbf{x} компоненты, которой были бы статистически независимы. При этом для анализа доступна только некоторая статистическая выборка значений случайного вектора \mathbf{y} .

В линейном анализе независимых компонент, когда \mathbf{H} это детерминированная, неизвестная $m \times n$ матрица, АНК является развитием хорошо известных в прикладной статистике методов анализа принципиальных компонент и факторного анализа, где вместо свойства некоррелированности используется более сильное свойство статистической независимости.

В большинстве практических применений случайный процесс, являющийся изучаемым сигналом, и шум, воздействующий на сигнал, могут рассматриваться как *статистически независимые процессы*. Два случайных процесса x и n считаются статистически независимыми, если их совместная ФПВ $p_{x,n}(x,n)$ равна произведению их ФПВ, рассчитанных по отдельности: $p_x(x)p_n(n)$ [1].

Примером применения данного метода для выделения артефакта из биологического сигнала является работа [5], в которой предложен алгоритм для удаления артефакта движения из сигнала трёхканальной электрокардиограммы ЭКГ на основе АНК. Запись ЭКГ раскладывается на независимые компоненты, для которых после этого вычисляются значения эксцесса и дисперсии.

Согласно предложенному алгоритму непрерывный шум можно обнаружить с помощью эксцесса, в то время как дисперсия является средством выявления резких артефактов.

Путем экспериментального исследования были установлены пороговые значения эксцесса и дисперсии, с помощью которых можно судить о наличии или отсутствии непрерывного шума и артефакта. Таким образом, пороговое значение для эксцесса равно 5, в то время как для дисперсии оно равно 0.5. Следовательно, если расчетное значение эксцесса < 5 , это свидетельствует о наличии непрерывного шума, а дисперсия > 0.5 – резкого артефакта. На рисунке 2 показан пример работы алгоритма обнаружения артефакта и его удаления из

записи ЭКГ. Рисунок демонстрирует удаление артефакта из десятисекундной ЭКГ на основе АНК (а). Артефакты присутствуют в участках 2-3 с, а также в 7-8 с. Рис.2-б показывает независимые компоненты, а рис.2-в – записи ЭКГ после очищения.

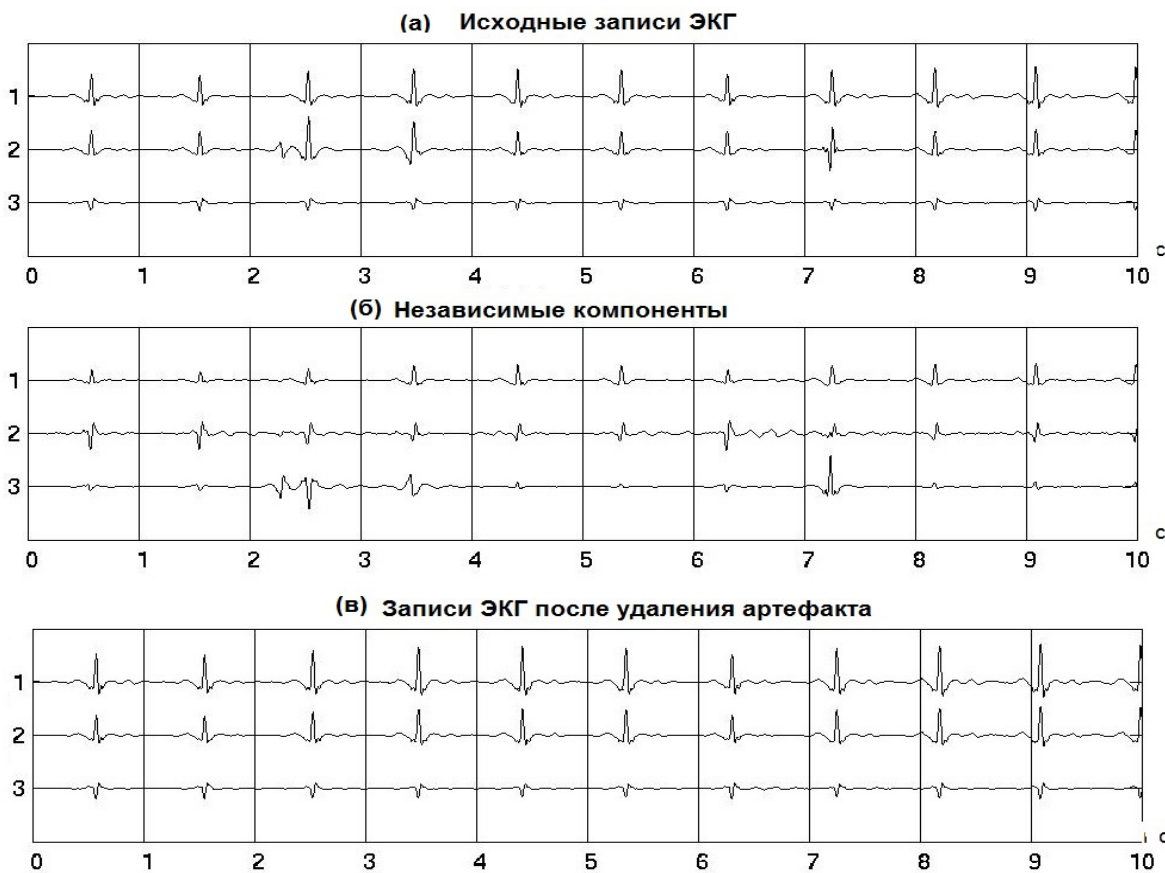


Рисунок 2 - Исходные записи ЭКГ с артефактами (а), независимые компоненты (б), очищенные записи ЭКГ (в).

В таблице 1 приведены все расчетные значения эксцесса и дисперсии для каждой компоненты. Исходя из данных в таблице, видно, что непрерывный шум отсутствует, поскольку все значения эксцесса больше 5, но значение дисперсии для третьей компоненты превышает порог 0.5, что показывает наличие артефакта в сигнале.

Таблица 1 - Расчет параметров эксцесса и дисперсии для каждой компоненты

Параметр	1-я независимая компонента	2-я независимая компонента	31-я независимая компонента
Эксцесс	20	115.24	56.33
Дисперсия	0.35	0.25	2.44

Таким образом, метод анализа независимых компонент показал свою способность решения задачи выявления и удаления артефактов из биологических сигналов.

Метод удаления артефактов на основе вейвлет-преобразования

Вейвлет-преобразование широко применяется в таких областях, как телекоммуникация, компьютерная графика и биология. Благодаря хорошей приспособленности к анализу нестационарных сигналов (то есть таких, чьи статистические характеристики изменяются во времени) оно стало мощной альтернативой преобразованию Фурье в ряде медицинских приложений. Так как многие медицинские сигналы нестационарны, вейвлетные методы используются для распознавания и обнаружения ключевых диагностических признаков, а также для сжатия изображений с минимальными потерями диагностической информации [7].

Wavelet-преобразование позволяет раскладывать анализируемую функцию по компактным, хорошо локализованным по времени и частоте, базисам, и при этом имеет полиномиальную сложность. В отличие от кратковременного преобразования Фурье, wavelet-преобразование имеет переменное разрешение по времени и частоте. Оно имеет хорошее разрешение по времени и плохое разрешение по частоте в области высоких частот и хорошее разрешение по частоте и плохое разрешение по времени в области низких частот. Этот подход дает хорошие результаты, особенно когда компоненты сигнала с высокой частотой имеют небольшую длительность, а низкочастотные компоненты - достаточно большую [8].

В работе [3] применяется вейвлет-преобразование для разложения ЭЭГ сигнала на составляющие с целью получения частотного содержания сигнала. Такой подход упрощает выявление артефактов, поскольку хорошо показывает частотный спектр и его локализацию во времени. Далее, для обнаружения артефакта вычисляется эксцесс для каждого вейвлет-коэффициента и на основе этого принимается решение о наличии артефакта в том или ином участке сигнала. В другой работе, применяется стационарное вейвлет-преобразование (СВП) для лучшего разделения артефакта и сигнала. Здесь артефакт обнаруживается с помощью СВП и порогового алгоритма. Таким образом, вейвлет-преобразование широко применяется для решения задачи обнаружения артефактов в биологических сигналах.

Нейросетевой метод

Искусственные нейронные сети представляют сравнительно новое направление в исследованиях искусственного интеллекта. Искусственные нейронные сети (ИНС) - система обработки информации, где информация распространяется параллельно. ИНС состоят из множества простых процессоров (нейронов), определенным образом связанных между собой. ИНС широко применяются в области обработки сигналов, в том числе и медико-биологических сигнала. В последнее время существует большая тенденция использования данного математического аппарата для решения различных необычных задач.

В работе [3] авторы предлагают решение задачи обнаружения артефактов в ЭЭГ сигнале с помощью нейронных сетей. Разработанная система состоит из двух сетей; многослойного персептрона и радиальной базисной функции, объединенных через логическую операцию И. Предварительная обработка ЭЭГ-сигнала осуществляется с помощью вейвлет-преобразования. В качестве параметров классификации используются эксцесс и энтропия. Первая нейронная сеть способна принять решение о наличии или отсутствии артефакта, в то время как вторая сеть выделяет тип артефакта (мышечный или глазной). Данный метод показал свою способность к обнаружению артефактов в биологическом сигнале и их классификации.

Заключение Задача обнаружения и удаления артефактов из биомедицинских сигналов является весьма актуальной, поскольку артефакты искажают полезный сигнал и могут привести к неправильной диагностике и интерпретации результатов. В данной статье описаны основные методы, применяемые для решения данной задачи.

Работа выполняется при поддержке гранта Президента РФ молодым российским учёным № МК-2702.2013.8

Библиографический список

1. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов Практический подход 2007.
2. Горячкин О.В. Методы слепой обработки сигналов и их приложения в системах радиотехники и связи. М.: Радио и связь. 2003.
3. Detection of artifacts from eeg data using wavelet transform, high-order statistics and neural networks.
4. Comon P. Independent component analysis: a new concept? // Signal Processing.- 1994. – Vol. SP-36. – P. 287-314.
5. Application of ICA in Removing Artefacts from the ECG, Taigang He, Gari Clifford and Lionel Tarassenko, Signal Processing & Neural Networks Research Group, Department of Engineering Science, University of Oxford, Oxford, UK.
6. Delorme A., Makeig S., Sejnowski T. Automatic artifact rejection for EEG data using high-order statistics and independent component analysis// Proceedings of the Third International ICA Conference. – 2001. – P. 9-12.
7. M. Akay, Wavelet Applications in Medicine, IEEE Spectrum, 1997, Vol. 34, No. 5, pp. 50-56.
8. В.В. Гешпенер, М.Я. Лейтане, Д.А. Черниченко. применение wavelet-преобразования для классификации артефактов в электроэнцефалографических сигналах, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет “ЛЭТИ” им. В.И. Ульянова (Ленина). Международная конференция по мягким вычислениям и измерениям, SCM2000.
9. Ocular Artifact Detection and Removing from EEG by wavelet families: A Comparative Study
10. NAMED Taheri Gorji, Abbas Koohpayezadeh, Javad Haddadnia, Biomedical Engineering Department, Electrical and Computer Faculty, Hakim Sabzevari University, Sabzevar, Iran.

OVERVIEW OF PRIMARY METHOD OF DETECTING ARTIFACTS IN BIOMEDICAL SIGNALS

Al-Haidary W.A., Isakov R.V., Sushkova L.T.

Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs

fawaz_tariq@mail.ru

Article is devoted to the review and analysis of existing methods for the detection of artifacts in biological signals. A classification of artifacts that distort the biomedical signals.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ОБЪЕДИНЕННОГО АЛГОРИТМА ОБРАБОТКИ ПАРАЛЛЕЛЬНЫХ СИГНАЛОВ ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ ПОМЕХОУСТОЙЧИВОСТИ ПЕРЕДАЧИ БИМЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ

Полушин П.А., Гомес Ж.Л., Леммле Д.В.
Владимирский государственный университет, e-mail: pap@vlsu.ru

В системах передачи биомедицинской информации с применением параллельных каналов передачи могут использоваться различные методы обработки набора сигналов, такие, как различные виды комбинирования и кодирования, обладающие различной эффективностью ([1-3]). В некоторых ситуациях методы могут быть объединены в форме одновременно применяемого комбинирования и вспомогательного кодирования ([4]). Известно, что эффективность кодирования уменьшается при малых отношениях «сигнал/шум», а эффективность комбинирования чаще всего ниже, чем кодирования, но не зависит от значений этого отношения. Таким образом, при малых значениях отношения «сигнал/шум» эффективнее оказывается классическое комбинирование без применения объединяющего алгоритма, а при больших значениях – эффективнее использование описываемого алгоритма.

Подобные «конкурирующие» свойства обуславливают необходимость определения областей, где один из этих методов имеет преимущества перед другим. Поскольку характеристики применяемых методов комбинирования различаются, то и границы областей, где один из упомянутых методов имеет преимущества перед другим, также имеют свои различные формы. Знание этих особенностей позволит использовать систему передачи, адаптирующую свою структуру в зависимости от текущих свойств канала передачи. Для того чтобы определить правила ее работы, необходимо получить соответствующие сравнительные зависимости.

Было проведено компьютерное моделирование результатов применения обоих методов в одинаковых исходных условиях и сравнивались значения вероятности битовой ошибки P_C при обоих методах. Для кратности разнесения $N=2$, при различных видах обработки набора параллельных сигналов по методам комбинирования и кодирования и видам модуляции были произведены расчеты сравнительной помехоустойчивости и получены «границы», определяющие, где преимущества имеет тот или другой метод.

Некоторые результаты моделирования приведены на рисунках 1-3. Графики представлены для оптимального сложения, как наиболее эффективного метода комбинирования. Все рисунки организованы по одинаковому принципу. Области определения значений двух принятых разнесенных сигналов u_1 и u_2 выбраны в интервале от -10 дБ до $+10$ дБ. Для каждого сочетания этих двух значений определялась вероятность ошибки, которую можно получить, используя оптимальное и используя алгоритм, объединяющий кодирование и комбинирование. Результаты расчетов показали, что для одних сочетаний наблюдается преимущество одного метода, для других сочетаний – другого. Получены графики границ, отделяющие преимущественные области обоих методов. Темные области на рисунках обозначают сочетания значений u_1 и u_2 , где наблюдается преимущество в помехоустойчивости у комбинирования, светлые области – у объединяющего алгоритма.

Поскольку все графики симметричны относительно биссектрисы первого и третьего квадрантов этой системы координат, то верхняя и нижняя половины на всех рисунках отведены графикам, относящимся к разным видам модуляции и значения параметра k вспомогательного кодирования. Графики на рисунках 1 и 2 получены для значения $k=4$, верхняя половина на рис. 1 приведена для модуляции BPSK, нижняя половина на этом рисунке приведена для модуляции DPSK. Соответственно, верхняя половина на рис. 2 приведена для модуляции FSK1, нижняя половина – для модуляции FSK2. На рис.3 приведены графики для метода BPSK при $k=8$ (верхняя половина) и для $k=12$ (нижняя половина).

Рассмотрим пример реализации подобной системы передачи. Угруппированная структурная схема при двукратном частотном разнесении представлена на рис. 4. Предполагается, что линия передачи – двусторонняя, и подобные схемы приемопередатчиков работают на обеих сторонах. Передача ведется на несущих частотах f_1 и f_2 , прием – на несущих частотах f_3 и f_4 . Направления передачи и приема разделяются с помощью разделительного фильтра (РФ).

Информационные символы S_{IN} , поступают на кодер (К), где их поток разделяется на группы по k символов, и на их основе формируется блочный код одним из известных методов. На выходе кодера вырабатывается только символьная последовательность из проверочных символов длиной $b=k$, время ее формирования равно T_{F1} . В блоке задержки БЗ1 осуществляется задержка входной последовательности S_{IN} на время T_{F1} . При этом на входы коммутатора (Комм 1) одновременно поступают две последовательности символов одинаковой длины $k=b$, одна из них – информационная, другая – полученная на ее основе проверочная.

Один из передатчиков (Прд 1) на несущей частоте f_1 с помощью антенной системы излучает в основном канале сигнал информационной последовательности S_{IN} . Другой передатчик (Прд 2) на несущей частоте f_2 излучает в основном канале последовательность символов, которую получает с выхода блока Комм 1. Блок Комм 1 на свой выход подключает один из входных сигналов на основе управляющей информации, полученной со служебных каналов приемников (Прм 1 и Прм 2). Эта управляющая информация передается со станции другой стороны и формируется на основе уровней анализа принятых там разнесенных сигналов на несущих частотах f_1 и f_2 .

Приемники (Прм 1 и Прм 2) принимают и основные, и служебные сигналы. Основные сигналы направляются в блок комбинирования (БК) и в декодер блочного кода (ДК). В блоке комбинирования осуществляется обработка принятых сигналов одним из методов. В блоке ДК на основе поступивших информационной и проверочной частей общего информационного блока производится исправление возникших

ошибок. В случае, если в принятом блоке число ошибок превышает допустимое, то информационная часть подается на выход ДК без обработки.

Для обоих этих вариантов на обработку принятой последовательности символов блоку ДК отводится время формирования T_{F2} , т.е. через этот интервал времени обработанная последовательность символов начинает поступать на его выход. На этот же интервал выходной сигнал блока БК задерживается по времени в блоке задержки (БЗ2). Таким образом, на входы коммутатора (Комм 2) непрерывно поступает одна и та же последовательность информационных символов, но полученная с помощью комбинирования и с помощью объединяющего алгоритма.

Для управления коммутатором Комм 2 используется пороговое устройство (ПУ), которое непрерывно анализирует уровни сигналов, поступающих на приемники на несущих частотах f_3 и f_4 . В ситуации, когда при данных текущих уровнях сигналов на противоположной стороне лучше использовать классическое разнесение, то с помощью управляющего сигнала, передаваемого в служебных каналах передатчиков Прд 1 и Прд 2, коммутатор Комм 1 противоположной стороны подключает в соответствующий канал разнесения информационную последовательность символов. В случае, если лучше использовать объединяющий алгоритм, то подключается проверочная последовательность. Одновременно и коммутатор Комм 2 данной стороны переключает на свой выход сигнал, полученный комбинированием или декодированием.

Каждая сторона непрерывно анализирует сигналы, принимаемые с другой стороны, управляет используемым в данный момент методом формирования сигналов на противоположной стороне и одновременно переключает аппаратуру своей станции на обработку принятых сигналов в соответствии с используемым методом. Получаемый на выходе станции сигнал S_{OUT} повторяет сигнал S_{IN} , и в каждый момент оказывается сформированным тем из методов, который при текущих уровнях сигнала может обеспечить наилучшую помехоустойчивость.

Рассмотрение полученных результатов позволяет сделать ожидаемые выводы, что комбинирование имеет преимущество в помехоустойчивости перед разнесенным кодированием в случае, когда принятые разнесенные сигналы относительно малы, либо значительно различаются по уровню. Преимущество объединяющего алгоритма наблюдается в областях, тяготеющих к биссектрисе квадранта. Имея статистику замираний уровня сигнала на различных трассах, можно рекомендовать к применению соответствующий метод, либо при наличии обратной связи производить адаптацию линии передачи переключением системы на тот или иной метод передачи параллельных сигналов.

USE OF PARALLEL SIGNALS UNITED PROCESSING ALGORITHM FOR INCREASING OF INFLUENCE IMMUNITY OF BIOMEDICAL TELECOMMUNICATION.

Polushin PA, Gomez JL, DV Lemmle
Vladimir State University, e-mail: pap@vlsu.ru

The use of several parallel channels needs effective methods of signal processing to increase reliability of biomedical telecommunication. Two method of processing – method of optimal summing and method of joining up of combining and coding were investigated. Methods have different mutual advantages in various ratios of received signals. Boundaries of levels that give advantages to each method were computed. The structural scheme that realizes proposed methods was described.

АЛГОРИТМ ДИСТАНЦИОННОЙ МЕДИЦИНЫ ЧЕРЕЗ СПУТНИК АНГОСАТ

Самойлов А. Г., Жоау А.
Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича
и Николая Григорьевича Столетовых, ags@vlsu.ru, amaro209@hotmail.com

Аннотация. Предложена структурная схема дистанционного доступа к медицинской помощи, для населения Республики Ангола, проживающего в отдаленных населенных пунктах. Эта схема дополняет существующую систему здравоохранения, поскольку, благодаря спутнику АНГОСАТ, гарантирует возможность доступа к медицинской помощи для большего числа людей.

В Республике Ангола ведется ускоренными темпами изучение вопросов использования инфокоммуникационных технологий (ИКТ) в области медицины. Страна имеет обширную территорию, пережила гражданскую войну и только восстанавливает разрушенную сеть дорог. Пока существует острая нехватка больниц практически во всех провинциях Республики Ангола. Поэтому в некоторых случаях люди преодолевают большие расстояния пешком от муниципалитета или поселка до столицы провинции в поисках медицинской помощи. В зависимости от расстояния, обычно пациенту на прием к врачу нужно ехать как минимум половину дня. Это связано с низкой доступностью медицинских услуг в небольших населенных пунктах. Стоит отметить, что в международном союзе электросвязи [ITU-T H.860], уже обсуждаются новые стандарты, обеспечивающие обмен данными для здоровья человека.

В последнем докладе (табл. 1) министерства здравоохранения Республики Ангола говорится о том, что сейчас есть только один врач на 5000 жителей [1, 2]. Указанная ниже таблица помогает иметь лучшее представление о состоянии медицинских услуг в Республики Ангола.

Таблица 1. Медицинские данные

Статистические данные	
Общая численность населения	20 821 000
Валовой национальный продукт на душу населения (в США долларах)	5 400
Предполагаемая при рождении продолжительность жизни м/ж	50/53
Вероятность смерти (на 1000 живорождений) в возрасте до пяти лет	164
Вероятность смерти в возрасте 15-60 лет м/ж (на 1000 чел.)	383/331
Общие расходы на здравоохранение на душу населения (в США долларах)	215
Общие расходы на здравоохранение в % от ВВП	3,5

Мы считаем, что с помощью инфокоммуникационных технологий, а именно с использованием спутника АНГОСАТ можно упростить доступ к медицинским услугам в целом, и в частности для людей, живущих в отдаленных населенных пунктах. Мы предлагаем алгоритм использования части пропускной способности спутника для целей повышения доступа населения страны к медицинским услугам.

Предложенная схема состоит из четырех частей и рассмотрена для ситуации, в которой терминал находится в деревне, а медсестра и терапевт в муниципалитете. При этом пока централизованный прием к специализированным врачам будет находиться в столице провинции или в столице страны. Одна часть местного терминала может быть использована для дистанционного приема с помощью которого пациент получает первый доступ к терапевту. Для того, чтобы работать с терминалом пациент должен иметь индивидуальную карту с технологией радиочастотной идентификацией, которая обеспечивает автоматическую идентификацию пациента. Благодаря этому через терминал пациент может связаться с базой данных, написать о своих симптомах, делать заметки, получать инструкции, рецепты, записаться прямо к врачу специалисту и т.д. Так терминал можно использовать для отдаленных населенных пунктов.

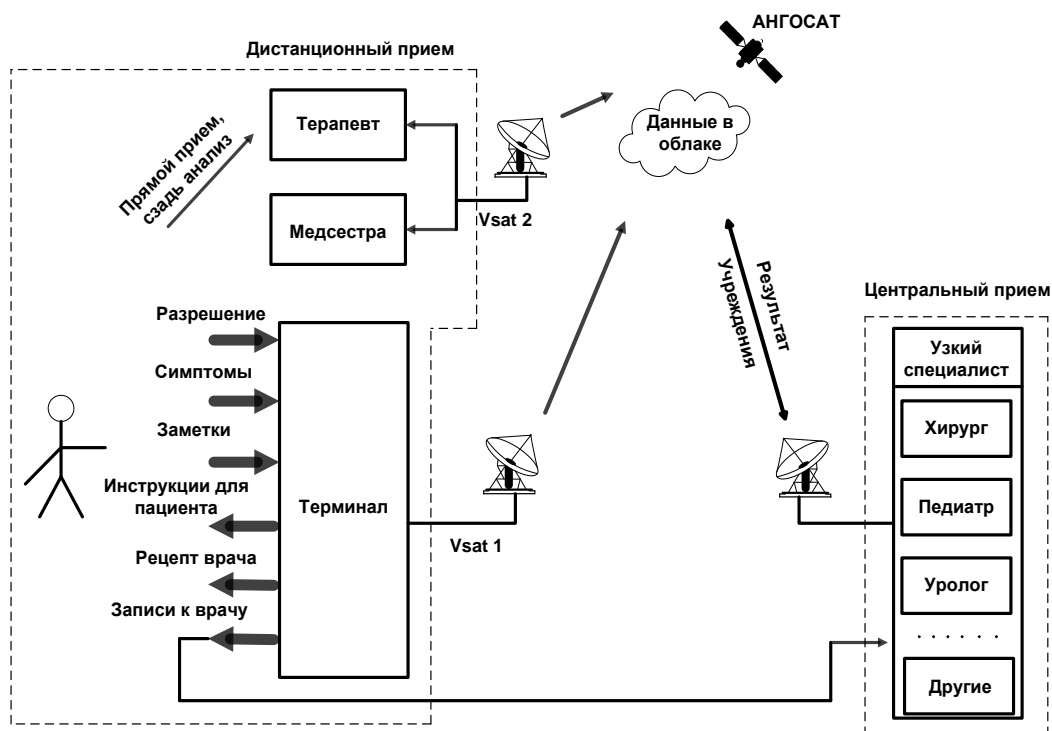


Рис.1. Структурная схема сети дистанционного приема больных

В муниципалитете терапевт и медсестра, могут использоваться для физического приема пациентов, когда пациент или не смог решить проблемы с помощью терминала, или требуется сдать анализы крови и др.

Поскольку терапевт и медсестра находятся в муниципалитете, то пациент не будет проезжать большое расстояние для того, чтобы получить первую медицинскую помощь.

Третьей частью схемы является сеть спутниковой связи, обеспечивающая прием-передачу информации из местных терминалов и муниципалитетов и хранение ее в облаке с помощью VSAT линий [3, 4].

Четвертая часть предлагаемой схемы будет использована для приема врачами специалистами. На рис.1 показана структурная схема алгоритма дистанционного приема больных с помощью линий спутниковой связи спутника АНГОСАТ.

Из рис. 1 видно, что пациент через терминал может описать симптомы болезни и ответить на вопросы терапевта. Если терапевт не сможет решить вопросы с помощью сети спутниковой связи, то отправит информацию в базу данных и специализированный врач примет эту информацию. В зависимости от вида болезни можно связаться с любым специалистом и понять что надо сделать. Специализированный врач также может сразу начать лечение через терминал, приглашать на физический прием, или направить пациента для сдачи анализа. Понятно, что самая большая трудность для осуществления таких видов услуг состоит в том, что пока мало специалистов в области здравоохранения, способных дистанционно общаться с больными и заинтересованных в использовании ИКТ. На рис. 2 представлена структурная схема дистанционного приема больного.

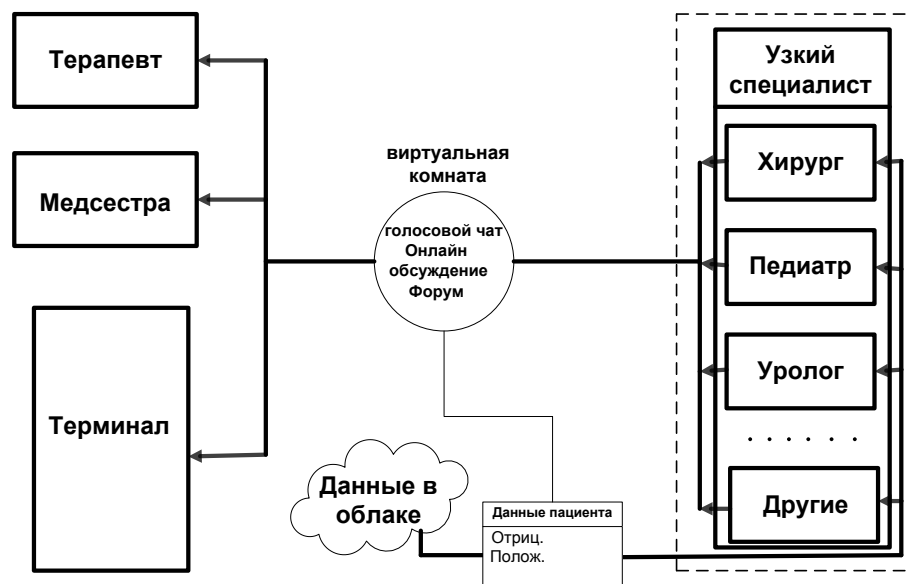


Рис.2. Структурная схема дистанционного приема в реальном режиме

Несмотря на предложенную модернизацию и ориентацию на использование ИКТ в области здравоохранения в Республике Ангола, признаем, что предложенная схема возможно потребует некоторого улучшения и не заменяет существующую систему здравоохранения. Наше предложение только дополняет существующую систему здравоохранения, поскольку, благодаря спутнику АНГОСАТ, гарантирует возможность доступа к медицинской помощи для большего числа людей.

Библиографический список

1. Министерство здравоохранения Республики Ангола. Материалы сервера www.minsa.gov.ao.
2. Всемирная организация здравоохранения. Материалы сервера www.who.int.
3. P. Mary Elizabeth. Satellite communication and remote sensing intervention by rural development. International journal of current research. – 2012., vol.4. pp.155-159.
4. Anil K. Maini, Varsha Agrawal. Satellite Technology: principles and applications. – 2nd ed. A John Wiley and Sons, Ltd., 2011 – 655pp.

ALGORITHM TELEMEDICINE VIA SATELLITE ANGOSAT

Samoilov A.G., João A.

Vladimir State University Alexander and Nicholay Stoletovs by name, ags@vlsu.ru, amaro209@hotmail.com

Abstract. The structural scheme of remote access to medical help for the population of the Republic Angola living in remote settlements are proposed. This scheme complements the existing health care system, because thanks to satellite ANGOSAT guarantees access to medical help for more people.

МЕТОД ОБНАРУЖЕНИЯ ХАРАКТЕРНЫХ ТОЧЕК НА ЭКГ

Гуменный В.Г., Кузнецов А.А.

Владимирский государственный университет, sairus47@gmail.com, artemi-k@mail.ru**Введение**

Для эффективного решения задач анализа морфологии ЭКГ необходима точная и надежная детекция его характерных точек. Наиболее исследованным и простым в детектировании является зубец R, тогда как детектирование остальных точек (P, Q, S, T) сопряжено с дополнительными трудностями, поэтому существующие для этого геометрические методы детекции требуют качественного сигнала без артефактов и помех. А корреляционные методы, с одной стороны, при большой трудоемкости, предназначены к применению для анализа стохастических процессов, и для выделения сигнала с детерминистской составляющей они малоприменимы, то есть трудоемки и ненадежны (недоуверены).

Цель работы — разработка и апробация помехоустойчивого алгоритма обнаружения характерных точек на ЭКГ, который отличается тем, что позволяет выделять невыраженные точки начала и окончания зубцов, а также положение изоэлектрической линии, а следовательно — оптимизировать количество характерных точек и определить их физиологические признаки относительно изоэлектрической линии.

Алгоритм обнаружения характерных точек

Для работы предлагаемого алгоритма за основу берется запись ЭКГ с частотой дискретизации не менее 1000 Гц с выделенными на ней координатами пиков R. Для определения координат R используется зарекомендовавший себя метод, применяемый в медицинских системах реального времени, включающий полосовую фильтрацию в характерном частотном диапазоне QRS, дифференцирование, возведение отсчетов в квадрат, усреднение окном порядка ширины QRS и адаптивное определение пороговых значений на получившемся ряде [1, 2].

Далее происходит детекция пиков P, Q, S, T по предлагаемому алгоритму (описано на примере зубца Q):

1. Выбирается участок кардиоцикла на ЭКГ, на котором ожидается появление зубца Q (фрагмент сигнала слева от пика R): $Y = [R-60 \text{ мс}, R]$.

2. С помощью линейной аппроксимации по методу наименьших квадратов (МНК) из данного ряда вычитается линия тренда, определяемая постоянными коэффициентами a и b . Получившийся из исходного ряд определится в виде:

$$Y^*_i = Y_i - a \cdot i - b,$$

где $i = 0, 1, \dots, N$, и коэффициенты a, b определяются из условия:

$$\sum_{i=0}^N (Y_i - a \cdot i - b)^2 \rightarrow \min.$$

3. На получившемся ряде Y^* выбирается центральная область (краевые значения не учитываются), и в ней находится точка экстремума, которая и будет соответствовать точке пика Q.

Таким образом, критерий детекции — максимальное отклонение отсчета от линейного тренда на участке ожидаемого появления точки (рис. 1). Номер отсчета i данной точки находится из условия:

$$i | Y^*_i \rightarrow \max$$

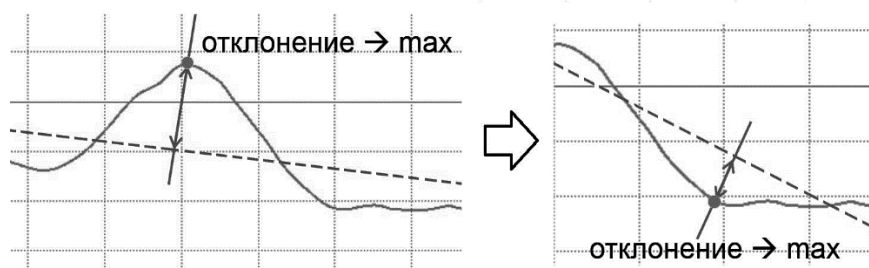


Рис. 1. Критерий детекции применительно к точке пика (слева) и границы зубца (справа).

Результаты применения

Данный метод хорошо показал себя при нахождении всех зубцов на ЭКГ, особенно невыраженных Q и S. На рис. 2 показан процесс обработки кардиоцикла, на котором последовательно выделяются участки для поиска в них характерных точек. На этих участках определяются линии тренда. Точка максимального отклонения от линии тренда (вверх или вниз, в зависимости от ориентации зубца) определяется как характерная точка ЭКГ.

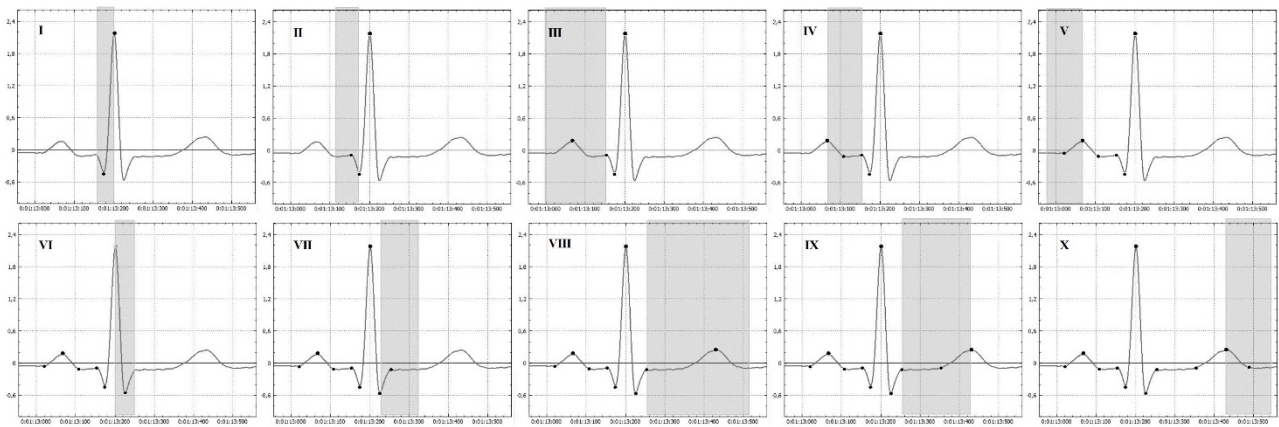


Рис. 2. Порядок перебора участков для поиска пиков и границ P, Q, S, T

Данный метод автоматически адаптируется к дрейфу изоэлектрической линии и медленной волне, так как угол наклона регулируется формой сигнала. Это позволяет нивелировать влияние низкочастотных помех и артефактов. На рис. 3 показан фрагмент ЭКГ (без предварительной фильтрации сетевой наводки в 50 Гц) с выделенными с помощью предлагаемого метода характерными точками пиков. В точке Q отсутствует выраженный минимум, но метод фиксирует ее ожидаемую позицию. На рисунке также отмечена ориентировочная точка разделения кардиоциклов, которая определялась по минимальному значению пороговой функции, применяемой для детекции пиков R.

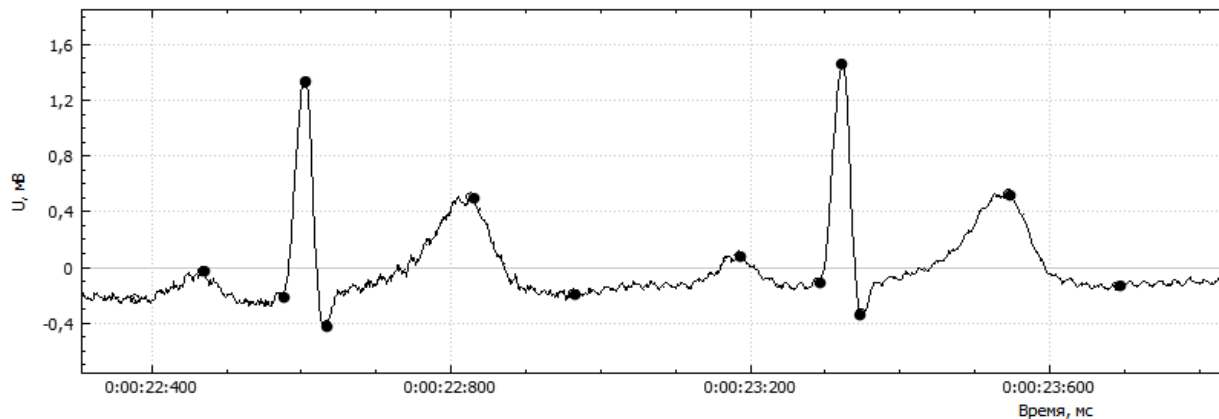


Рис. 3. Фрагмент ЭКГ с выделенными пиками

В дополнение к точкам пиков зубцов данный метод позволяет детектировать точки начала и окончания зубцов, по которым можно затем определять положение изолинии. Для обнаружения границ зубцов P, QRS, T перед/после характерной точки выбирается участок сигнала длительностью порядка средней ширины соответствующего зубца. Затем по описанному выше алгоритму определяется максимальное отклонение от тренда в отрицательную (при неинвертированных зубцах P, T) или в положительную (при инвертированных P, T, а также Q, S) сторону. На рис. 4 представлен результат обработки данным алгоритмом ЭКГ с выраженным дрейфом.

Для определения изолинии в качестве опорных координат используются участки сигнала, находящиеся вне границ выделенных зубцов: конец T – начало следующего P, конец P – начало QRS, конец QRS – начало T. Так как последние два участка обычно имеют малую длину относительно кардиокомплекса, а также содержат дрейф, не связанный с изолинией, при аппроксимации предлагается усреднять их отсчеты до одного с положением в центре участка. На отрезке [конец T, начало P] берется несколько опорных точек в виде средних значений участков сигнала, длина которых заведомо меньше половины минимального периода дрейфа изолинии (1 Гц).

Формирование сигнала изолинии на частоте дискретизации записи ЭКГ с целью его последующего выделения происходит путем экстраполяции из опорных точек на координаты дискретных отсчетов временной оси ЭКГ. Функция аппроксимации (сплайн) выбирается такой, чтобы при скачкообразных изменениях амплитуды на ней отсутствовали дополнительные осцилляции (например, сплайн Акимы по пяти точкам).

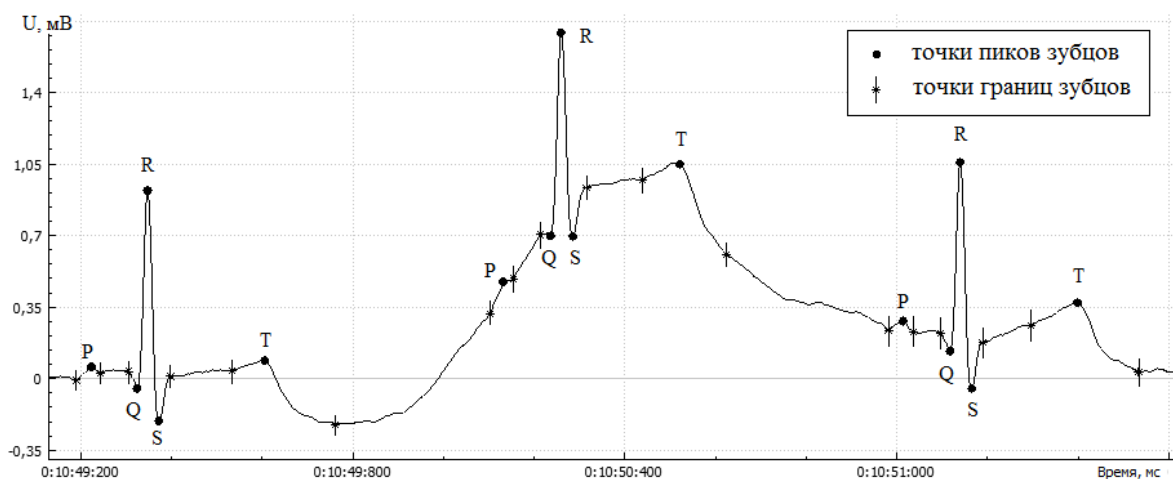


Рис. 4. Фрагмент ЭКГ с выделенными пиками и границами зубцов

Выводы

Предлагаемый метод обладает следующими принципиальными отличиями:

1. Является устойчивым к дрейфу изолинии, низкочастотным артефактам и малоамплитудным помехам;
2. Определяет позиции невыраженных точек (таких как ожидаемое положение пиков Q и S при их отсутствии), а также точек начала и окончания волн.
4. Позволяет оптимизировать количество характерных точек до 11.
5. Возможна адаптация к различным отведениям и вариантам форм ЭКГ путем изменения участков ожидаемого появления соответствующих зубцов.

В результате предварительного анализа полученных с помощью предлагаемого метода интервалограмм PQ, QR, RS, ST оказалось, что их дисперсия на записях ЭКГ длительностью около 20 минут сравнима с шагом дискретизации в 1 мс при частоте дискретизации ЭКГ в 1000 Гц и составляет менее 10 мс. Кроме того, при этой частоте детектируемые интервалы содержат всего 10–20 отсчетов. Для более точного временного позиционирования пиков и точек начала/окончания волн, а также для адекватной оценки соответствующих характеристик интервалограмм требуется значительное повышение частоты регистрации сигнала ЭКГ.

Точное и надежное выделение фаз кардиоциклов на ЭКГ по дополнительным характерным точкам позволяет проводить более детальные диагностические и клинические исследования, направленные на определение функционального состояния и прогнозирование развития различных патологий при наличии невыраженных изменений на ЭКГ в условном состоянии «нормы».

Библиографический список

1. В.А. Нагин, И.В. Потапов, С.В. Селищев. Выделение QRS-комплексов в компьютерных ЭКГ системах [Электронный ресурс] // Конференция «БИОМЕДПРИБОР-2000», Секция 1 — Медико-технические технологии и технические средства функциональной диагностики и мониторинга. URL: http://www.tverlingua.by.ru/archive/005/5_3_1.htm (дата обращения: 29.09.2013).
2. Рангайян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Пер. с англ. Под ред. А. П. Немиренко. – М.: ФИЗМАЛИТ, 2007. – 440 с. – ISBN 978-5-9221-0730-3

METHOD FOR THE DETECTION OF ECG CHARACTERISTIC POINTS

V. G. Gumennyu, A. A. Kuznetsov

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, sairus47@gmail.com, artemi-k@mail.ru

Abstract: A relatively simple and reliable method for the detection of ECG characteristic points is proposed. Its detection criterion is the maximum deviation from the linear trend within the region on the ECG of the point expected appearance. The method is resistant to the baseline drift and low-frequency artifacts and low-amplitude interferences. It provides detection of unexpressed points, as well as wave start/end points. The method allows you to optimize the number of characteristic points up to 11 and can be easily adopted for different ECG leads and shapes.

Keywords: electrocardiogram, QRS, characteristic point, least-squares approximation

МЕТОДИКА ОЦЕНКИ ГОТОВНОСТИ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ
БИЗНЕС-ПРОЦЕССАМИ К ИНФОРМАТИЗАЦИИ

Костров А.В., Жданович О.А.

Владимирский государственный университет akostrov@rambler.ru

Как объекты управления *бизнес-процессы* (БП) становятся все более сложными во всех сферах деятельности как по составу, так и функционально. Это обусловлено, прежде всего, усложнением выполняемых в составе БП задач, расширением их круга, повышением уровня требований к качеству их исполнения, причем число требований – критериев качества – постоянно растет. Как следствие, необходимо постоянное совершенствование процессов и *систем управления* (СУ), которые были бы в состоянии адекватно обеспечить высокое качество выполнения БП. В основу современных СУ положены *информационные технологии* (ИТ). Однако даже высокоэффективные ИТ не гарантируют успех управления, если СУ в целом не обладает достаточной степенью готовности для того, чтобы применять высокотехнологичные средства и процессы *обработки информации* (ОИ) [3,6]. В настоящем докладе предлагаются подход и обобщенная методика оценки степени готовности СУ к внедрению ИТ.

Общая характеристика условий задачи оценки

На основании оценки роли и места ИТ в обобщенной модели СУ могут быть выделены три обобщенных составляющих: *организация системы управления* (ОСУ), *система обработки информации* (СОИ) и *инфраструктура информационных технологий* (ИИТ) [4]. В самом деле, при формировании СУ *основной деятельностью* (ОД) как совокупностью БП в составе СУ БП сначала определяется ОСУ – организационная схема и функциональная основа управления. При этом для обеспечения функций управления создается СОИ как производственный комплекс средств ОИ; СОИ, в свою очередь, базируется на ИИТ, представляющей собой технологическую базу ОИ, то есть СУ.

Эти составляющие могут формироваться и развиваться независимо. Однако они только на первый взгляд автономны, их автономность кажущаяся. При изменениях в БП обычно требуются изменения в СОИ, которые, как правило, приводят к изменениям в ИИТ. С другой стороны, некоторые локальные изменения в ИИТ могут изменить процессы в СОИ и далее – в ОСУ, локальные изменения в СОИ или в ОСУ влекут за собой изменения в других составляющих. Таким образом, в триаде составляющих СУ существуют взаимные связи, и вполне автономными они не являются.

Одним из основных признаков, определяющих степень готовности СУ к использованию ИТ, то есть к информатизации, является уровень развития, или *стадии зрелости*, ее составляющих. При этом нужно учитывать, что стадии зрелости составляющих СУ могут быть различными, что не должно оставаться без внимания. Так, если какая-то из составляющих отстает в своем развитии от других, на ее развитие необходимо обратить особое внимание и направить соответствующие ресурсы: развитие всегда связано с инвестициями. К тому же при этом БП не действует на уровне своих возможностей, что тоже приносит потери. Если же какая-то из составляющих опережает другие, то она не будет использоваться в полной мере, это влечет за собой связанные с ней неоправданные издержки и снижает эффективность процессов управления. Таким образом, целесообразно в составе СУ иметь согласованные по степени зрелости составляющие и целенаправленно управлять процессом их развития в отношении готовности к информатизации [4].

Для решения задачи управления необходимо корректно решать задачу оценки степени готовности к информатизации. До настоящего времени в качестве основы такой оценки достаточно широко использовались классификации стадий зрелости соответственно по составляющим:

- ОСУ - Software Engineering Institute (SEI) университета Карнеги-Меллона [2];
- СОИ – Р.Л. Нолана, профессора Гарвардской высшей школы бизнеса [8];
- ИИТ - компании *Microsoft* под названием «*модель оптимизации инфраструктуры*» (*Infrastructure Optimization Model, IOM*) [7].

Данные классификации разработаны в разных условиях и включают различное число стадий, однако для их практического и совместного применения целесообразно сформировать обобщенную методика, которая здесь и представляется.

Прямая экспертная оценка

Указанные классификации являются вербальными, то есть все стадии зрелости всех составляющих СУ описаны наборами качественных характеристик тех или иных свойств, оценивая которые, можно сделать заключение о том, на какой стадии находится конкретная рассматриваемая составляющая. Ввиду качественного характера вербальных моделей в этих условиях естественным является использование экспертной оценки. Подход к экспертной оценке стадии зрелости представлен на рис. 1.

Здесь верхняя линия блоков описывает *общую прямую экспертизу* (ОПЭ), при которой эксперт прямо называет имеющуюся по его мнению стадию зрелости составляющей, то есть величину (номер стадии по классификации) $X_{\text{о}}$ – прямую экспертную оценку стадии зрелости на основе вербального описания. При этом важно подчеркнуть, что в сложных условиях, характерных для такой экспертизы, обычно достаточно сложно найти компетентного эксперта, оценка которого вызывает безоговорочное доверие. Степень доверия к экспертизе обычно стараются повысить, проводя коллективную экспертизу, то есть формируя группу экспертов по той или иной методике.

При этом можно учесть следующие математические основы метода [1].

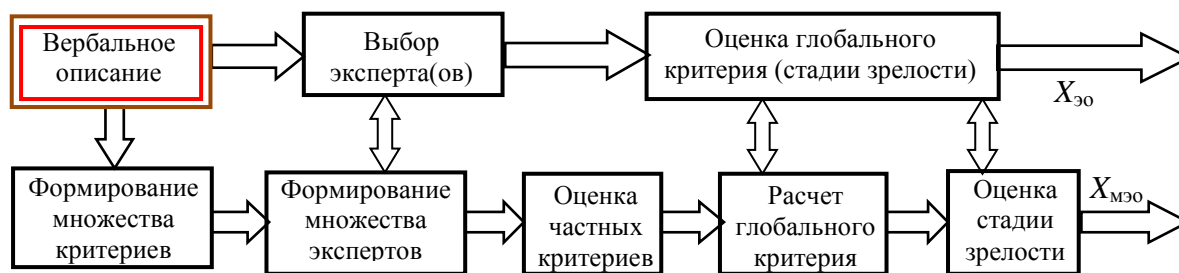


Рис.1 Схема экспертной оценки

Поскольку все эксперты оценивают одну и ту же величину – номер стадии зрелости, математическое ожидание оценки может быть определено как среднее арифметическое оценок экспертов, то есть

$$S = \sum_{r=1}^N \frac{x_r}{N} = \frac{1}{N} \sum_{r=1}^N x_r, \quad (1)$$

где N - число экспертов, x_r – оценка r -ого эксперта.

Поскольку x_r – случайные величины, оценка стадии S - тоже случайная величина; ее дисперсия характеризует точность оценки. В условиях, определяемых (1), дисперсия $D[S]$ на основании теоремы сложения вероятностей определяется выражением

$$D[S] = \frac{1}{N^2} \sum_{r=1}^N D[x_r], \quad (2)$$

Если принять, что дисперсия ошибки оценки $D[x_r]$ у всех N экспертов одна и та же и равна $D[x]$, то в (2)

$$\sum_{r=1}^N D[x_r] = ND[x], \quad (3)$$

тогда (2) принимает следующий вид:

$$D[S] = \frac{1}{N^2} \cdot ND[x] = \frac{1}{N} D[x], \quad (4)$$

то есть дисперсия ошибки коллективной оценки обратно пропорциональна числу участвующих в экспертизе экспертов. Соответственно среднеквадратическая ошибка оценки $(\sigma[S])^2 = D[S]$ при $(\sigma_x)^2 = D[x]$ будет определяться выражением

$$\sigma[S] = \sigma_x \frac{1}{\sqrt{N}}, \quad (5)$$

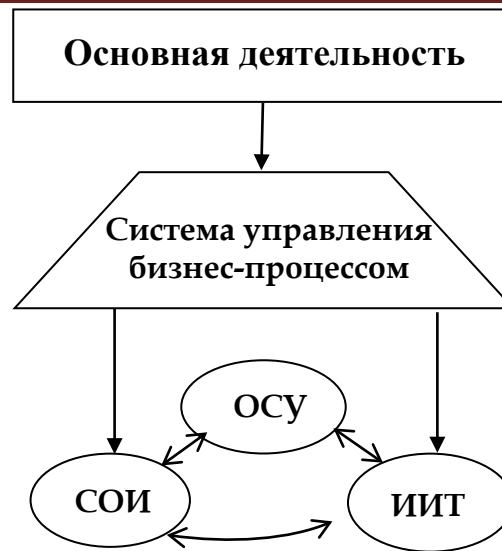
то есть среднеквадратическая ошибка обратно пропорциональна корню квадратному из числа участвующих в экспертизе экспертов.

Таким образом, увеличивая число экспертов, можно повысить точность оценки степени готовности составляющей СУ к внедрению ИТ. Однако на практике этот фактор использовать бывает сложно, поскольку корпус экспертов, обладающих широким кругозором и значительным опытом, то есть компетентных в вопросах информатизации отрасли, еще не вполне сформировался. Для малого бизнеса немаловажную роль будет играть и стоимость проведения экспертизы с привлечением высокооплачиваемых экспертов.

Многокритериальная экспертная оценка

Для преодоления этого препятствия предлагается метод *многокритериальной экспертной оценки* (МКЭО), представленный на рис. 1 нижним рядом блоков. На основе вербального описания стадий зрелости предлагается ввести несколько количественных частных критериев [5], отражающих развитие того или иного качества системы от стадии к стадии. Значение каждого из критериев оценивается соответствующим профессиональным экспертом; на основании их оценок уже расчетным путем определяется некий глобальный критерий - многокритериальная экспертная оценка стадии зрелости $X_{мэо}$.

Математические основы метода даются выражениями, аналогичными (1)-(5). Здесь N будет отражать как число введенных частных критериев, так и число экспертов, привлеченных для участия в экспертизе. Точность экспертизы в данном подходе повышается при увеличении числа частных критериев N , что характеризует соответственно более детальное отражение вербального описания множеством пусть и экспертно, но количественно оцениваемых величин.



Здесь важно подчеркнуть, что для экспертной оценки того или иного частного критерия существенно проще найти компетентного эксперта, то есть узкого специалиста в рамках данного критерия, оценка которого не подвергается сомнению и от которого не требуется столь широкой эрудиции, которая требуется от эксперта при проведении общей прямой экспертизы.

Кроме того, метод МКЭО может оказаться и более точным по сравнению с методом ОПЭ. В самом деле, даже если принять, что среднеквадратическая ошибка оценки в методе ОПЭ имеет ту же величину $\sigma[X_{30}]$, что и ошибка оценки узким специалистом одного из частных критериев σ_{x_i} , то есть

$$\sigma[X_{30}] = \sigma_{x_i}. \quad (6)$$

Поскольку при расчете обобщенного группового критерия $X_{мэо}$ на основании многокритериальной экспертной оценки справедливо выражение (5), будет

$$\sigma[X_{мэо}] = \sigma[S] = \frac{\sigma_{x_i}}{\sqrt{N}}. \quad (7)$$

Отсюда следует, что при принятом допущении (6) погрешность метода МКЭО снижается по сравнению с погрешностью метода ОПЭ обратно пропорционально корню квадратному из числа частных критериев. Поскольку обычно $\sigma_{x_i} < \sigma[X_{30}]$, то есть узкий специалист обычно способен дать более точную оценку частного критерия, нежели широкий специалист – общую оценку глобального критерия, то преимущество МКЭО над ПЭО будет еще выше.

Как указано выше, при использовании метода МКЭО глобальный критерий $X_{мэо}$ определяется расчетным путем, для чего могут использоваться различные математические модели. Как правило, целесообразно нормирование всех частных критериев по шкале глобального критерия с тем, чтобы корректно выполнялись все операции на множестве оценок частных критериев. Тогда глобальный критерий может отражаться, например, длиной вектора в пространстве, базис которого задается значениями частных критериев, то есть

$$X_{мэо} = R_{мэо} = \sqrt{\sum_{k=1}^N (x_k^2)}. \quad (8)$$

Величина $X_{мэо}$ - показатель стадии зрелости - является функцией частных критериев – переменных x_k , $k=1\dots N$. Для целенаправленного изменения показателя степени готовности $X_{мэо}$ в том или ином направлении нужно адресно изменить какой-то или какие-то x_k ; выбор x_k – специальная задача, которая здесь не рассматривается. Если же число N очень велико, наглядность применения выражения (8), то есть *одноуровневой оценки*, утрачивается. Тогда множество частных критериев может разбиваться на группы, например, на основании учета некоторой их общности.

Для каждой группы определяется обобщенный групповой критерий, например, по формуле

$$\Gamma_{p_i} = \sum_{\forall r} \alpha_r \cdot x_r, \quad (9)$$

где x_r – значения частных критериев, отнесенных к данной i -ой группе; $\forall r$ - символ, обозначающий суммирование всех обозначенных слагаемых в данной группе (их число в группах может быть различным); α_r - весовые коэффициенты, характеризующие значимость критериев.

Во всех группах сумма весовых коэффициентов равна единице:

$$\sum_{\forall r} \alpha_r = 1. \quad (10)$$

В этих условиях глобальный критерий, определяющий степень готовности к информатизации, может находиться тоже в виде длины вектора G в пространстве, базисом которого являются значения групповых критериев Gp_i , по формуле

$$G = \sqrt{\sum_{\forall i} Gp_i^2}. \quad (11)$$

Здесь символ $\forall i$ обозначает «суммирование по всем групповым критериям»; при больших N наглядность такого глобального критерия будет выше, чем при расчете непосредственно по выражению (8).

Методика оценки степени готовности

Таким образом, может быть предложена следующая обобщенная методика оценки степени готовности системы управления БП к информатизации по составляющим на основе метода многокритериальной экспертной оценки, опирающаяся на подход, представленный рис. 1 и выражениями (1)-(11). В зависимости от оценки значения количества частных критериев N «маршрут» процесса проведения оценки разветвляется в стороны одноуровневой или двухуровневой оценки. В составе методики можно выделить следующие этапы.

- На основе вербального описания стадий готовности в соответствующей классификации тем или иным методом вводится N частных критериев, отражающее свойства составляющей СУ БП.
- Привлекается множество экспертов для оценки значений множества частных критериев.
- Каждый критерий оценивается соответствующим экспертом.
- Оценивается число частных критериев N .
- При малом N по выражению (8) расчетным путем определяется значение глобального критерия.
- При большом N множество частных критериев распределяется по группам с учетом вербального описания.
- В каждой группе определяются весовые коэффициенты частных критериев.
- Для каждой группы расчетным путем определяется значение обобщенного группового критерия.
- Расчетным путем по выражению (11) определяется значение глобального критерия.
- По значению глобального критерия определяется степень готовности рассматриваемой составляющей СУ БП к информатизации.

Библиографический список

1. *Вентцель Е. С.* Теория вероятностей. М.: Физматгиз, 1962.
2. *Горланов А.* Организационная зрелость компании и успех автоматизации // *Computerworld* Россия. №4. 1999.
3. *Костров А. В.* Информационный менеджмент. Оценка уровня развития информационных систем: Монография. Владимир: Изд-во ВлГУ, 2012.
4. *Костров А. В., Коротеева О. С., Якунченкова С. Ю.* Оценка уровня развития информационного менеджмента // *Прикладная информатика*. 2012. № 3(39).
5. *Костров А. В., Полянский Е. И.* Обоснование обобщенных критериев оценки распределенной информационной системы на основе морфологического анализа // *Интеграл*. 2012. №3(65).
6. *Орлов Л.* Почему проверенные методики управления ИТ не гарантируют успех // *Computerworld* Россия. № 21. 2008.
7. *Шашенкова Е.* ИТ-инфраструктура требует внимания // *Computerworld* Россия. №42. 2006.
8. *Nolan, R.L.* *Managing the Computer Resource: A Stage Hypothesis*, in: *Communications of the ACM* 16 (1973) 7, pp 399-405.

THE ESTIMATE METHODICS OF BUSINESS PROCESS MANAGEMENT SYSTEM READINESS TO INFORMATIZATION

Kostrov A.V., Zhdanovich O.A.
Vladimir State University (Russia) akostrov@rambler.ru

The Task of the Business Process Management System Readiness to Informatization are proposed. It is proposed the verbal Description of Stages Maturity with the Multitude of partial quantitative Criteria to reflect for this it propose the multicriterial Examination by Experts to take. The generalized Methodics on Base of multicriterial Expert Estimate are proposed that make possible the Business Process Management System Elements Readiness uniform to estimate.

**ПРИМЕНЕНИЕ СГЛАЖИВАЮЩИХ ОКОН ДЛЯ УМЕНЬШЕНИЯ МЕТОДИЧЕСКОЙ
ПОГРЕШНОСТИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СРЕДНЕКВАДРАТИЧЕСКОГО ЗНАЧЕНИЯ ГАРМОНИЧЕСКОГО
СИГНАЛА НА ОГРАНИЧЕННОМ ИНТЕРВАЛЕ ВРЕМЕНИ**

Руфов А.А., Поздняков А.Д.

Владимирский Государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых, a.a.rufov@list.ru

Повышение точности определения среднеквадратического значения (СКЗ) квазипериодического сигнала за короткой интервал времени с малыми значениями погрешности актуально для различных устройств и систем звуковой и радиоимпульсной диагностики. Использование коротких импульсно модулированных и амплитудно-манипулированных колебаний, а также сигналов с изменяющимися во времени параметрами предполагает их демодуляцию и измерение СКЗ по нескольким периодам несущей частоты, которая в общем случае может быть неизвестна или известна только приблизительно.

В работах Бушуева С.В. и Попова А.Н. [1-3] рассмотрены предельные теоретические границы погрешности измерения СКЗ ограниченного во времени гармонического сигнала без использования сглаживающего окна. Показано, что если интервал времени интегрирования не равен целому числу, кратному полупериоду сигнала, то полученное значение СКЗ может значительно отличаться от истинного значения, т.е. появляется методическая погрешность, величина которой определяется формой сигнала, длительностью интервала измерений и начальной фазой сигнала. Причем для получения погрешности на уровне десятых долей процента требуется длительность сигнала до десятков периодов.

Как показали проведенные исследования данную погрешность можно значительно уменьшить до сотых долей процента путем наложения на рассматриваемый сигнал сглаживающего окна и введения поправочного весового коэффициента, причем уровень уменьшения методической погрешности и требуемая длительность сигнала будут зависеть от вида сглаживающей функции.

Для оценки методической погрешности Δ_{RMS} воспользуемся формулой, которая показывает в процентах величину отклонения СКЗ от истинного значения U_S

$$\Delta_{RMS} = \left[\frac{k_{w.f.} \cdot U_{S.RMS} - U_S}{U_S} \right] \cdot 100\% = \left[k_{w.f.} \left(\frac{U_{S.RMS}}{U_S} \right) - 1 \right] \cdot 100\% , \text{ где } U_{S.RMS} = \sqrt{\frac{1}{\tau} \int_{t_0}^{t_0+\tau} [m(t)]^2 dt} .$$

Здесь t_0, τ - соответственно, нижняя и верхняя границы вычисления СКЗ; $m(t) = s(t) \cdot w_f(t)$ - формула исходного сигнала $s(t) = A_S \cdot \sin(2\pi t + \varphi_S)$ с наложенной оконной функцией $w_f(t)$; $k_{w.f.}$ - весовой коэффициент оконной функции, вычисляемый на большом числе периодов. Как правило, СКЗ определяется от значения $t_0 = 0$ до величины $\tau = m$, где m - число периодов сигнала.

Далее приведены материалы оценки предельных теоретических погрешностей применительно к базовому прямоугольному окну и некоторым широко используемым окнам: синусоидальному, Ханна, Хэмминга, Блэкмана, Наталла, Блэкмана-Наталла.

Прямоугольное окно

Для данной оконной функции $w_f(t) = 1$ и $k_{w.f.} = 1$.

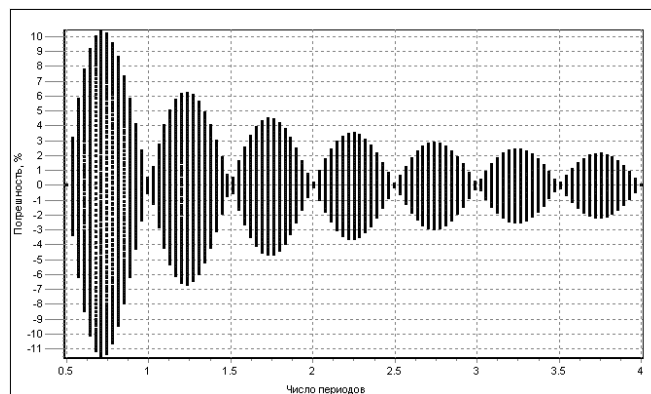


Рис. 1. Погрешность СКЗ сигнала с прямоугольным окном на интервале $m \in [0.5; 4]T$ при $\varphi_S \in [0; 360]^\circ$.

Таблица 1. Максимальные погрешности для прямоугольного окна

Интервал	$\Delta_{RMS}, \%$		Интервал	$\Delta_{RMS}, \%$	
	$+\Delta_{RMS.max}, \%$	$-\Delta_{RMS.max}, \%$		$+\Delta_{RMS.max}, \%$	$-\Delta_{RMS.max}, \%$
$m \in [0.5; 1]T$	10.323	-11.519	$m \in [2.5; 3]T$	2.855	-2.942
$m \in [1; 1.5]T$	6.221	-6.634	$m \in [3; 3.5]T$	2.415	-2.475
$m \in [1.5; 2]T$	4.456	-4.765	$m \in [3.5; 4]T$	2.095	-2.141
$m \in [2; 2.5]T$	3.476	-3.602			

Согласно результатам, изложенным в работах [1-3] и проверенных авторами данного исследования, погрешность измерения СКЗ сигнала при использовании прямоугольного окна, может быть представлена в виде семейства кривых, приведенных на рис. 1.

Анализируя полученные результаты (см. табл.1), выделим максимальную положительную $+\Delta_{RMS.max}$ и максимальную отрицательную погрешности $-\Delta_{RMS.max}$ на участках протяженностью $1/2T$ общего интервала $m \in [0.5; 4]T$. Необходимо отметить, что интеграл от функции $m(t)$ не зависит от значения начальной фазы сигнала φ_s .

Синусоидальное окно (синус-окно)

Синусоидальное окно $w_f(t) = \sin\left(\frac{\pi t}{\tau}\right)$, в отличие от прямоугольного, на интервале $m \in [0.5; 1]T$ не работает. Рабочая зона начинается при значениях $m \geq 1$ (рис. 2). Анализируя результаты, выделим максимальную положительную и максимальную отрицательную погрешности на участках протяженностью $1/2T$, а также оценим необходимый интервал, при котором сигнал с прямоугольным окном, давал бы такую же максимальную погрешность (табл. 2). Синус-окно позволяет уменьшить величину погрешности почти в пять раз на интервале $m \in [1; 1.5]$, почти в десять раз на интервале $m \in [1.5; 2]$.

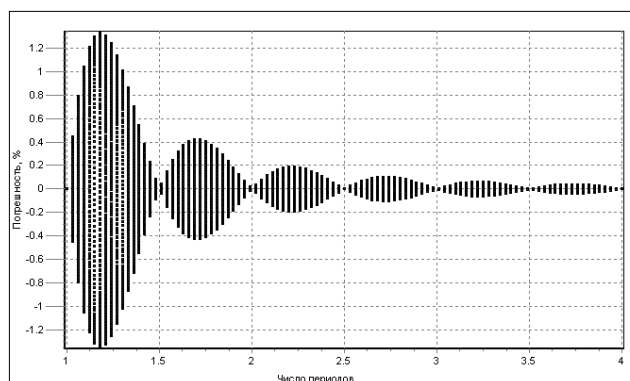
Рис. 2. Погрешность СКЗ сигнала с синус-окном при $\varphi_s \in [0; 360]^\circ$ на интервале $m \in [1; 4]T$.

Таблица 2. Максимальные погрешности для синусоидального окна

Интервал	$\Delta_{RMS}, \%$		Необходимый интервал для прямоугольного окна
	$+\Delta_{RMS.max}, \%$	$-\Delta_{RMS.max}, \%$	
$m \in [1; 1.5]T$	1.3262	-1.3443	$m \in [5.5; 6]T$
$m \in [1.5; 2]T$	0.4210	-0.4230	$m \in [19; 19.5]T$
$m \in [2; 2.5]T$	0.1881	-0.1884	$m \in [42; 42.5]T$
$m \in [2.5; 3]T$	0.1004	-0.1005	$m \in [79; 79.5]T$
$m \in [3; 3.5]T$	0.0599	-0.0600	$m \in [132; 132.5]T$
$m \in [3.5; 4]T$	0.0387	-0.0387	$m \in [204; 204.5]T$

Окно Ханна (Тьюки)

Данное сглаживающее окно определяется формулой $w_f(t) = 0.5 - 0.5 \cos\left(\frac{2\pi t}{\tau}\right)$.

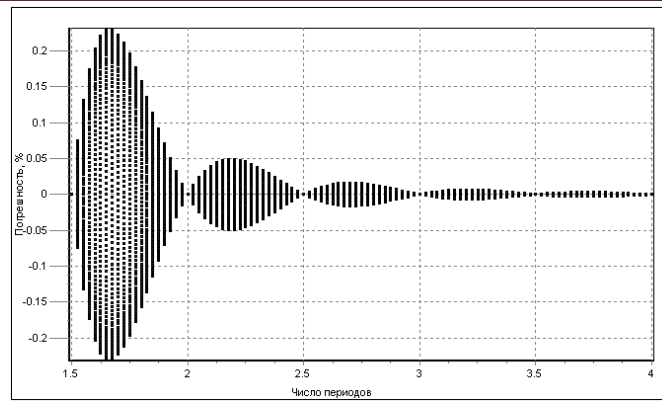


Рис. 3. Погрешность СКЗ сигнала с окном Ханна при $\varphi_s \in [0; 360]^\circ$ на интервале $m \in [1.5; 4]T$

На интервале $m \in [0.5; 1.5]T$ окно Ханна не работает. Его рабочая зона начинается при значениях $m \geq 1.5T$ (рис. 3). В табл. 3 представлены численные значения максимальных погрешностей СКЗ и эквивалентный интервал для прямоугольного окна.

Таблица 3. Максимальные погрешности для окна Ханна.

Интервал	$\Delta_{RMS}, \%$		Необходимый интервал для прямоугольного окна
	$+\Delta_{RMS.max}, \%$	$-\Delta_{RMS.max}, \%$	
$m \in [1.5; 2]T$	0.22981	-0.23032	$m \in [34.5; 35]T$
$m \in [2; 2.5]T$	0.04890	-0.04891	$m \in [161.5; 162]T$
$m \in [2.5; 3]T$	0.01582	-0.01583	$m \in [499.5; 500]T$
$m \in [3; 3.5]T$	0.00641	-0.00642	$m \gg 500T$
$m \in [3.5; 4]T$	0.00301	-0.00302	$m \gg 500T$

Окно Хэмминга

Данное сглаживающее окно определяется формулой $w_f(t) = 0.54 - 0.46 \cos\left(\frac{2\pi t}{\tau}\right)$.

Окно Хэмминга на интервале $m \in [0.5; 1.5]T$ также не работает. Его рабочая зона начинается при значениях $m \geq 1.5T$ (рис. 4). В табл. 4 представлены численные значения максимальных погрешностей СКЗ.

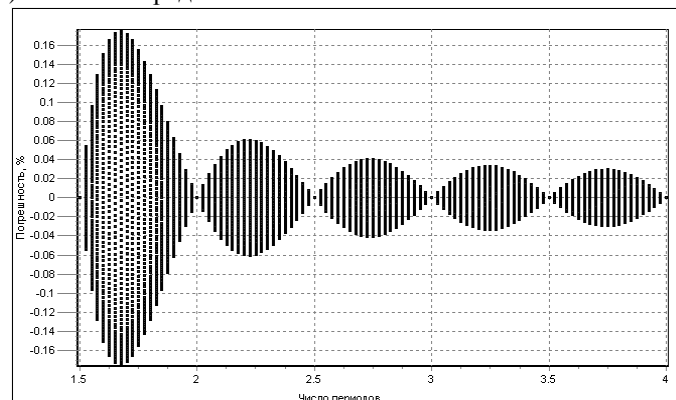


Рис. 4. Погрешность СКЗ сигнала с окном Хэмминга при $\varphi_s \in [0; 360]^\circ$ на интервале $m \in [1.5; 4]T$

Таблица 4. Максимальные погрешности для окна Хэмминга

Интервал	$\Delta_{RMS}, \%$		Необходимый интервал для прямоугольного окна
	$+\Delta_{RMS.max}, \%$	$-\Delta_{RMS.max}, \%$	
$m \in [1.5; 2]T$	0.17441	-0.17472	$m \in [45.5; 46]T$
$m \in [2; 2.5]T$	0.06004	-0.06008	$m \gg 500T$
$m \in [2.5; 3]T$	0.04032	-0.04032	$m \gg 500T$
$m \in [3; 3.5]T$	0.03338	-0.03338	$m \gg 500T$
$m \in [3.5; 4]T$	0.02945	-0.02945	$m \gg 500T$

Окно Блэкмана

Данное сглаживающее окно определяется формулой $w_f(t) = 0.42 - 0.5 \cos\left(\frac{2\pi}{m}\right) + 0.08 \cos\left(\frac{4\pi}{m}\right)$.

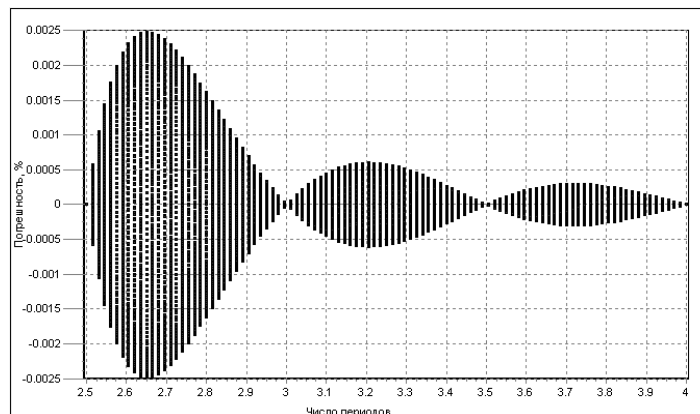


Рис. 5. Погрешность СКЗ сигнала с окном Блэкмана при $\varphi_s \in [0; 360]^\circ$ на интервале $m \in [2.5; 4]T$.

На интервале $m \in [0.5; 2.5]T$ окно Блэкмана не работает. Его рабочая зона начинается при значениях $m \geq 2.5T$ (рис. 5). Табл. 5 демонстрирует численные значения максимальных погрешностей.

Таблица 5. Максимальные погрешности для окна Блэкмана

Интервал	$\Delta_{RMS}, \%$		Необходимый интервал для прямоугольного окна
	$+\Delta_{RMS.max}, \%$	$-\Delta_{RMS.max}, \%$	
$m \in [2.5; 3]T$	0.00229	-0.00229	$m \gg 500T$
$m \in [3; 3.5]T$	0.00059	-0.00059	$m \gg 500T$
$m \in [3.5; 4]T$	0.00029	-0.00029	$m \gg 500T$

Окно Наталла

Данное сглаживающее окно определяется формулой $w_f(t) = a_0 - a_1 \cos\left(\frac{2\pi}{m}\right) + a_2 \cos\left(\frac{4\pi}{m}\right) - a_3 \cos\left(\frac{6\pi}{m}\right)$, где $a_0 = 0.355768$, $a_1 = 0.487396$, $a_2 = 0.144232$, $a_3 = 0.012604$. На интервале $m \in [0.5; 3.5]T$ окно Наталла не работает. Его рабочая зона начинается при значениях $m \geq 3.5T$ (рис. 6). Табл. 6 демонстрирует численные значения максимальных погрешностей СКЗ при данном окне.

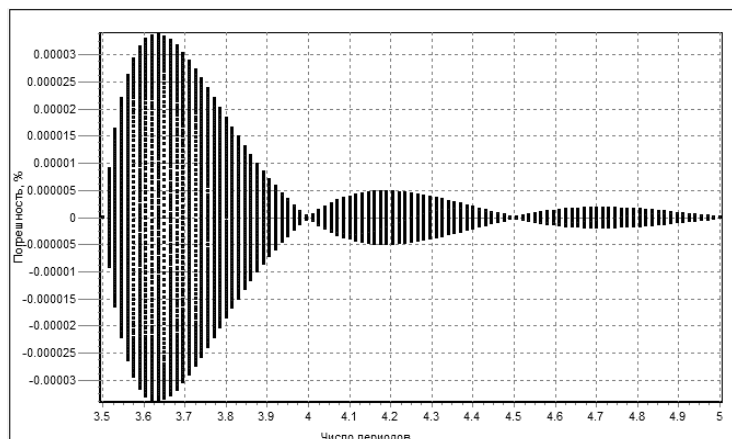


Рис. 6. Погрешность СКЗ сигнала с окном Наталла в плоскости $\varphi_s \in [0; 360]^\circ$ на интервале $m \in [3.5; 4]T$.

Таблица 6. Максимальные погрешности для окна Наталла

Интервал	$\Delta_{RMS}, \%$		Необходимый интервал для прямоугольного окна
	$+\Delta_{RMS.max}, \%$	$-\Delta_{RMS.max}, \%$	
$m \in [3.5; 4]T$	0.0000337	-0.0000337	$m \gg 500T$
$m \in [4; 4.5]T$	0.0000047	-0.0000047	$m \gg 500T$
$m \in [4.5; 5]T$	0.0000015	-0.0000015	$m \gg 500T$

Сопоставим получившиеся результаты и выделим те оконные функции, которые показывают минимальную погрешность на участках протяженностью $1/2T$ (табл. 7).

Таблица 7. Рабочие интервалы для выбранных оконных функций.

Интервал	Окно с минимальной погрешностью	Интервал	Окно с минимальной погрешностью
$m \in [0.5; 1]T$	Прямоугольное	$m \in [2.5; 3]T$	Блэкмана
$m \in [1; 1.5]T$	Синус-окно	$m \in [3; 3.5]T$	
$m \in [1.5; 2]T$	Хэмминга	$m \in [3.5; 4]T$	Наталла
$m \in [2; 2.5]T$	Ханна	$m \geq 4T$	

Применение оконных функций позволяет уменьшить погрешность СКЗ, причем это уменьшение будет зависеть от характера оконной функции, степени ее убывания, интервала наложения и правильности определения весового коэффициента окна. Кроме того, применение “окон” зависит от интервалов их оценки, поскольку различные “окна” работают на различных интервалах.

В реальных условиях соотношение интервала измерения к периоду сигнала может изменяться в силу ограничений, накладываемых реальными физическими условиями. При измерениях СКЗ переменных сигналов, форма которых отличается от синусоидальной, возникает дополнительная погрешность. Поэтому результаты, полученные для сигналов синусоидальной формы, не подходят для оценки погрешности других сигналов.

Библиографический список

1. Бушуев С.В., Попов А.Н. Исследование точности измерений среднеквадратических значений электрических сигналов на ограниченных интервалах времени / С.В. Бушуев, А.Н. Попов // Транспорт Урала. – 2011. - №2(29). – с. 46-50.
2. Бушуев С.В., Попов А.Н. Обеспечение сходимости и воспроизводимости измерений сигналов тональных рельсовых цепей / С.В. Бушуев, А.Н. Попов // Транспорт Урала. – 2012. - №3. – с. 38-42.
3. Попов А.Н. Методы и реализация автоматизированных измерений сигналов тональных рельсовых цепей: Автореф. дис. канд. техн. Наук. – Санкт-Петербург, 2013. – 16 с.

USING WINDOW FUNCTION FOR REDUCE THE METHODOLOGICAL ERROR RMS VALUE OF THE HARMONIC SIGNAL

Rufov A.A., Pozdyakov A.D.

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, a.a.rufov@list.ru

Improve the accuracy of the quasi-periodic signal's RMS value for short intervals with small error values relevant for many devices and systems. The use of short pulse amplitude-modulated oscillations manipulated and signals with time-varying parameters, and demodulates them involves measurement of RMS over several periods of the carrier frequency, which may generally be unknown.

In papers considered the limiting theoretical error limits of measurement RMS harmonic signal without the use of the smoothing window. It is shown that if the time interval of integration is not an integer multiple of a half-cycle, the resulting RMS value may differ significantly from the true, the methodical error appears. The error value will be determined by the waveform measurement interval duration and the initial phase of the signal at the start of the measurements.

The aim of this study is to achieve the lowest possible value, RMS error at various intervals by applying for the signal complex window functions (windows), each running in a particular area. Furthermore, this article describes the basic window functions, their formula weights and parameters.



ПРИМЕНЕНИЕ АДАПТИВНЫХ ФИЛЬТРОВ ДЛЯ АНАЛИЗА СИГНАЛОВ

Савенкова В.В., Калыгина Л.А.

Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича
и Николая Григорьевича Столетовых, savenkova.nika@gmail.com

В статье рассматриваются цифровые адаптивные фильтры, параметры которых автоматически подстраиваются под статистические свойства обрабатываемого сигнала. Такие задачи возникают при анализе сигналов, характеризующих различные физические процессы и свойства природной среды. Это позволяет создавать системы обработки сигналов, успешно функционирующие в присутствии помех. Анализируется сигнал, представляющий собой сумму гармонических составляющих с неизвестными амплитудами и фазами. Необходимо установить наличие определенной составляющей в исходном сигнале и, в случае обнаружения, определить ее амплитуду и начальную фазу при известном наборе частот возможных гармонических составляющих исходного сигнала.

Для решения задачи предлагается использовать адаптивные фильтры.

Пусть входной дискретный случайный сигнал $x(k)$ обрабатывается нерекурсивным дискретным фильтром порядка N , коэффициенты которого представлены вектор-столбцом $w = [w_0, w_1, \dots, w_N]^T$. Выходной сигнал фильтра равен:

$$y(k) = u^T(k)w,$$

где $u(k) = [x(k), x(k-1), \dots, x(k-N)]^T$ – вектор-столбец отсчетов входного сигнала. Также есть образцовый сигнал $d(k)$. Ошибка воспроизведения образцового сигнала – разница между образцовым сигналом $d(k)$ и выходом фильтра $y(k)$ с коэффициентами w равна:

$$e(k) = d(k) - y(k) = d(k) - u^T(k)w \quad [1, \text{с. 47}]$$

Необходимо найти такие коэффициенты фильтра w , которые обеспечивают максимальную близость выходного сигнала фильтра к образцовому, то есть минимизируют ошибку $e(k)$. Так как $e(k)$ является случайным процессом, в качестве меры ее величины принимается средний квадрат. Соответственно, целевая функция выглядит так:

$$J(w) = \overline{e^2(k)} \rightarrow \min. \quad [1, \text{с. 60}]$$

Квадрат ошибки равен:

$$e^2(k) = (d(k) - u^T(k)w)^2 = d(k)^2 - 2d(k)u^T(k)w + w^T u(k)u^T(k)w$$

Статистически усредняя это выражение, получаем следующее:

$$J(w) = \overline{d^2(k)} - 2\overline{d(k)u^T(k)w} + w^T \overline{u(k)u^T(k)}w.$$

Входящие в полученную формулу усредненные величины имеют следующий смысл:

$$\overline{d^2(k)} = \sigma_x^2 - \text{средний квадрат образцового сигнала};$$

$\overline{d(k)u^T(k)} = p^T$ – транспонированный вектор-столбец p взаимных корреляций между k -м отсчетом образцового сигнала и содержимым линии задержки фильтра (входным сигналом);

$\overline{u(k)u^T(k)} = R$ – корреляционная матрица сигнала размера $(N+1)(N+1)$. Для стационарного случайного процесса корреляционная матрица имеет вид матрицы Тейлора, то есть на ее диагоналях стоят одинаковые величины [3, с. 280].

С учетом введенных обозначений целевая функция принимает следующий вид:

$$J(w) = \sigma_x^2 - 2p^T w + w^T R w.$$

Данное выражение представляет собой квадратичную форму относительно w и потому при невырожденной матрице R имеет единственный минимум, для нахождения которого необходимо приравнять нулю вектор градиента:

$$\text{grad}J(w) = -2p + 2Rw = 0.$$

Отсюда получаем искомое решение для оптимальных коэффициентов фильтра:

$$w = R^{-1}p.$$

Подстановка этого выражения в конечную формулу целевой функции даёт минимально достижимую дисперсию сигнала ошибки:

$$\overline{e^2(k)}_{\min} = \sigma_x^2 - p^T R^{-1}p.$$

Для нахождения минимума целевой функции можно использовать метод наискорейшего спуска. При использовании данного способа оптимизации вектор коэффициентов фильтра $w(k)$ должен рекурсивно обновляться следующим образом:

$$w(k+1) = w(k) - \frac{\mu}{2} \text{grad}J(w(k)) = w(k) + \mu p - \mu R w(k),$$

где μ – положительный коэффициент, называемый размером шага.

Алгоритм сходится, если $0 < \mu < \frac{2}{\lambda_{\max}}$, где λ_{\max} – максимальное собственное число корреляционной матрицы R . [1, с. 69] Скорость сходимости при этом зависит от разброса собственных чисел корреляционной матрицы R : чем меньше отношение $\frac{\lambda_{\max}}{\lambda_{\min}}$, тем быстрее сходится итерационный процесс.

Однако для расчета градиента необходимо знать значения матрицы R и вектора p . На практике могут быть доступны лишь оценки этих значений, получаемые по входным данным. Простейшими такими оценками

являются мгновенные значения корреляционной матрицы и вектора взаимных корреляций, получаемые без какого-либо усреднения:

$$\hat{R}(k) = u(k)u^T(k);$$

$$\hat{p}(k) = d(k)u(k).$$

При использовании данных оценок формула вычисления $w(k+1)$ принимает следующий вид:

$$w(k+1) = w(k) - \mu d(k)u(k) - \mu u(k)u^T(k)w(k) = w(k) + \mu u(k)(d(k) - u^T(k)w(k)).$$

Выражение, стоящее в скобках, представляет собой разность между образцовым сигналом и выходным сигналом фильтра на k -м шаге, то есть ошибку фильтрации $e(k)$. Таким образом, выражение для рекурсивного обновления коэффициентов фильтра оказывается достаточно простым:

$$w(k+1) = w(k) + \mu e(k)u(k).$$

Алгоритм адаптивной фильтрации, основанный на этой формуле, получил название МНК (метод наименьших квадратов или LMS - LeastMeanSquare).

Анализ сходимости алгоритма МНК показывает, что верхняя граница для размера шага μ в данном случае является меньше, чем при использовании истинных значений градиента. Эта граница примерно равна

$$\mu_{max} \approx \frac{2}{(N+1)\sigma_x^2}$$

где σ_x^2 – средний квадрат входного сигнала фильтра. [2, с. 320]

Исследования сигналов с использованием алгоритма МНК проводились на модели, реализованной в пакете в Matlab.

Далее приводятся результаты работы программы для фильтра 12000 порядка. Частота дискретизации анализируемого сигнала равна $6/3600 = 1,6 \cdot 10^{-3}$ Гц. Полоса пропускания фильтра по уровню 3 дБ составляет $2,3 \cdot 10^{-7}$ Гц или $1,4 \cdot 10^{-4}$ (частота/частоту дискретизации).

Очевидно, что для определения амплитуды и начальной фазы сигнала необходимо проанализировать АЧХ и ФЧХ фильтров.

Для определения степени влияния начальной фазы входного сигнала на результаты фильтрации сравниваются частотные характеристики фильтров при подаче входного сигнала с начальной фазой, совпадающей с начальной фазой образцового сигнала, и со сдвигом фазы $\Delta\varphi$.

При образцовом сигнале $d(k) = \sin(2\pi f_1 t)$ рассчитываются коэффициенты фильтра для входного сигнала со сдвигом $x(k) = \sin(2\pi f_1 t + \Delta\varphi)$ и для входного сигнала без сдвига фазы $x_1(k) = \sin(2\pi f_1 t)$ (назовем его базовым). Частотные характеристики фильтров:

h – комплексный коэффициент передачи фильтра при обработке сигнала со сдвигом фаз;

h_1 – комплексный коэффициент передачи фильтра при обработке сигнала без сдвига.

Сдвиг фазы сигнала можно вычислить усреднением разности ФЧХ в диапазоне определения ФЧХ:

$$\Delta\varphi = \frac{\sum_{k=0}^{M-1} \varphi - \sum_{k=0}^{M-1} \varphi_1}{M},$$

где $\varphi = \text{Im}(\log(h))$, $\varphi_1 = \text{Im}(\log(h_1))$.

Путем последовательной коррекции начальной фазы образцового сигнала можно точно определить начальную фазу тестируемого сигнала; нулевая ошибка соответствует сдвигу $\pi/5$.

Для определения амплитуды входного сигнала необходимо рассчитать:

- реакцию фильтра q на образцовый сигнал для коэффициентов фильтров, полученных для заданного входного сигнала;

- реакцию фильтра q_1 на образцовый сигнал для коэффициентов фильтров w_1 , полученных для образцового сигнала с единичной амплитудой.

Амплитуда сигнала A может быть определена по формуле:

$$A = \frac{\sum_{k=0}^{M-1} q_1}{\sum_{k=0}^{M-1} q}.$$

Проведенные исследования показали, что адаптивные фильтры могут быть использованы для анализа параметров составляющих суммы гармонических сигналов. Сначала надо определить наличие сигнала заданной частоты в исходном сигнале. Затем определяется сдвиг начальной фазы исследуемого сигнала относительно образцового сигнала, в результате изменяется начальная фаза образцового сигнала. По модифицированному образцовому сигналу определяется амплитуда исследуемого сигнала.

Список использованных источников

1. Адаптивные фильтры: Пер. с англ. Под ред. К.Ф.Н. Коуэна и П.М. Гранта. – М.: Мир, 1988. – 392 с.
2. Haykin S. Adaptive Filter Theory, 5th edition. / Prentice Hall, 2012. – 936 p.
3. Прокис Дж. Цифровая связь: Пер. с англ. / Под ред. Д. Д. Кловского. - М.: Радио и связь, 2000. — 800 с.

APPLICATION OF ADAPTIVE FILTERS FOR SIGNAL ANALYSES

Savenkova V.V., Kalygina L.A.

Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs,

savenkova.nika@gmail.com

This article describes the use of adaptive filters as one of the methods of environment's diagnostic. It is spoken about features of functioning of adaptive filter, which is a system with a linear filter that has a transfer function controlled by variable parameters and means to adjust those parameters according to the optimization algorithm. The article describes in short a model of an adaptive filter with LMS algorithm, which was developed in Mathlab. This model allows defining and adjusting the amplitude and the initial phase of the input signal. Also results of modelling are given in this article.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ НОВЕЙШИХ СИСТЕМ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ПРОЕКТИРОВАНИЯ В ОБЛАСТИ БИМЕДИЦИНСКОЙ ИНЖЕНЕРИИ И СИСТЕМ ОБРАБОТКИ ДАННЫХ

Веденев Н.А. Татмышевский К.В.

Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых

В настоящее время все более и более часто возникает потребность в эффективных инженерных решениях в области биомедицинской инженерии и систем обработки данных, сочетающих в себе высокую производительность, малые габариты, низкое энергопотребление, низкую стоимость, высокую надежность и долговечность. Данная потребность вызывает постепенный рост объемов выпускаемой продукции программируемых логических интегральных микросхем, что уже приводило к модернизации подходов к организации систем автоматизированного проектирования, когда в начале 2000-х гг. состоялся переход к САПР ISE, затем наблюдался быстрый скачок и начало создания отдельного приложения, постепенно разделяя функции между так называемыми подприложениями, был создан PlanAhead. Вскоре появляется совершенно отдельная, новая среда автоматизированного проектирования Vivado, которая впервые появилась в комплекте Xilinx ISE 14.7, как самостоятельная платформа для реализации аппаратной части проектирования. При разработке, было учтено факта столь быстрой скорости роста «эволюционирования» микроэлектронных устройств, в связи с этим инженеры компании Xilinx начинают использовать систему нумерации систем автоматизированного проектирования, включающая год выпуска и нумерацию текущей версии САПР. В основе интерфейса лежит подход, опробованный в IDE PlanAhead и ориентированный в первую очередь на анализ характеристик проекта и планирование топологии. [1]

На рисунке 1 представлена, краткая информация, в виде блок-диаграммы, демонстрирующей основные функции предоставляемые новой системой автоматического проектирования Vivado и ее предыдущей версией ISE Project Navigator. В отличие от своего предшественника Vivado сочетает в себе все функции, которые до этого были разделены между несколькими приложениями. Такими, как PlanAhead, XPS, EDK и ISE. Такое сочетание позволяет в разы увеличить скорость проектирования.

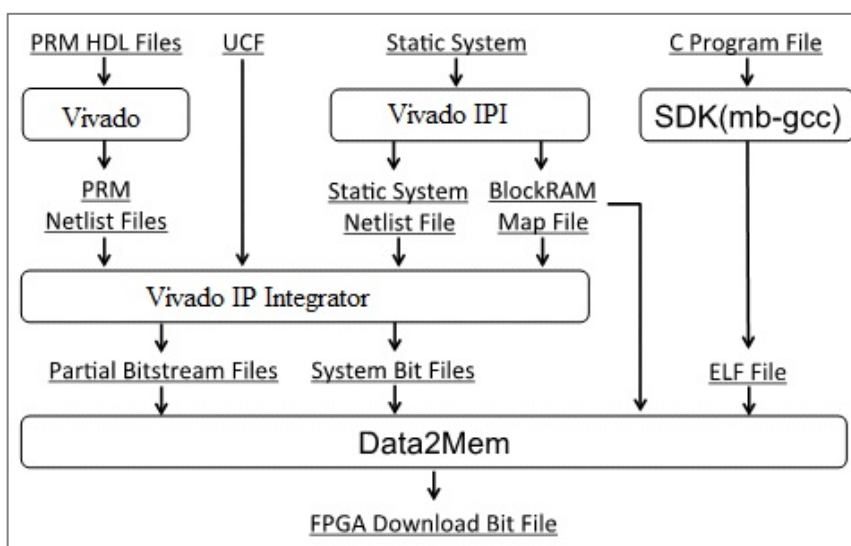


Рисунок 1. Процесс проектирования в среде Vivado

В процессе конфигурирования ПЛИС программное обеспечение формирует список связей (называемы netlist) между отдельными компонентами, а затем пытается разместить эти компоненты на кристалле и сформировать программируемые связи между ними. Это типичная комбинаторная задача вида «разместить M элементов в N возможных позициях», которая весьма трудна для автоматического решения. Трудность заключается в том, что прямой перебор вариантов для достаточно больших M и N невозможен (а для FPGA

серии Virtex-7 N исчисляется уже миллионами), поэтому приходится ограничиваться оптимизацией частных случаев в сочетании с эвристическими алгоритмами.

Маршрут проектирования в САПР Vivado ориентирован на интенсивное использование IP-ядер (как предоставляемых Xilinx и другими производителями, так и создаваемыми самим разработчиком проекта). В Vivado также входит САПР Vivado HLS (High Level Synthesis), которое представляет новое поколение языков описания аппаратуры. В версии 2013.4 это языки C, C++ и SystemC, которые могут использоваться как для моделирования, так и для создания синтезируемых описаний.

Процесс проектирования разделена на две части. Проектирование аппаратной части и создание программного обеспечения.

В аппаратной части данного интерфейса могут быть использоваться логические блоки (IP-core), совместно с главным модулем Zynq 7 Processing System. Каждый из этих блоков имеет специальные функции и возможности. Процесс сводится к добавлению необходимых компонентов в дизайн и созданию рабочей конфигурации, работоспособность которой можно протестировать используя специальные встроенные приложения для симулирования основных сигналов использующихся в дизайне. Полученный проект необходимо проверить на наличие ошибок. Такими могут быть, разная ширина потока данных установленная при подсоединении каналов между собой, отсутствие подключения такого импульса или отсутствие подключения ко входу перезагрузки и т.д. Для обнаружения этих ошибок существует встроенная функция проверяющая дизайн на отсутствие оных. Выполнив команду Run rules violation будет запущена проверка проекта.

После проверки на отсутствие ошибок следует процедура создания Top module-файла, файла с описанием всех сигналов и проводников, назначенными значениями, дополнительными модулями для реализации конкретной задачи (самый простой пример, генератор исходных данных).

Проектирование программной части сводится к передачи имеющегося архива файлов в кроссплатформенное приложение Software Development Kit, созданное на базе библиотек Eclipse. [2]

Высокая степень интегрированности этих двух приложение дает возможность корректировки существующей аппаратной части с незамедлительной передачей изменений в программную часть. Что значительно повышает удобство для разработчика, а так же увеличивает скорость процесса проектирования.

На рисунке 2, кратко показано описание процесса разработки нового проекта в среде Xilinx. После открытия данного приложения, одним из первых шагов будет создание IP Block и добавление IP-ядер, следующий шаг - добавления так называемого Top-level файла. Собственно содержащего в себе всю информацию о входах и выходах, сигналах используемых в процессе реализации какого-либо алгоритма, а так же дополнительные модули или поведенческое описания, самой программы. Такой файл может быть создан автоматически или добавлен и скомпонован вручную. В дальнейшем необходимо добавить Constraints файл (список ограничений проекта) и запустить процесс синтеза Vit-файла. Предварительно может быть запущен процесс симуляции работы программы, как это было описано до этого в разделе описания алгоритмов исследования сигналов.

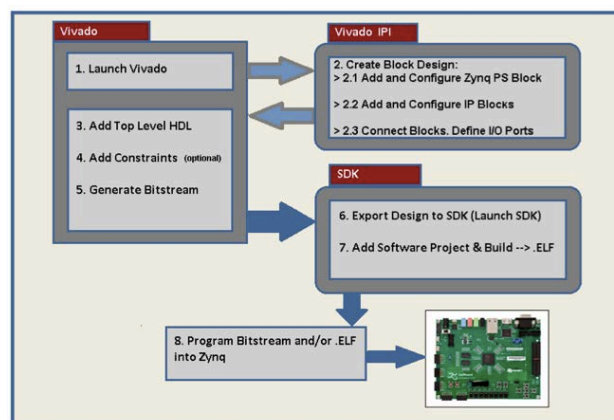


Рисунок 2. Диаграмма создания нового проекта

Рассмотрим процесс проектирования более подробно. После открытия приложения, появляется стартовое окно (показанное на рисунке 3) в котором можно выбрать, создание нового дизайна, открыть уже существующий, просмотреть сопутствующую документацию и многое другое. Выбрав опцию создания нового проекта, автоматически открывается окно с вариантами выбора типа проекта. [3]



Рисунок 3. Vivado стартовая страница

Всего четыре типа:

- RTL предоставляющий возможность использование всех функций приложения, добавление новых файлов, выполнять анализ, синтез и применение;
- Post-syntheses предназначенный в большей степени для контролирования задействованных ресурсов. Так же включающий анализ, планирование и применение;
- I/O Planning Project используемый для более детально продумывания использования входов и выходов проекта;
- Imported Project предназначенный для использования импортированного проекта;

Использование данной системы для проектирования различных систем управления, контроля, проведения, тестирования, сбора данных, а так же использования перспективных и инновационных решений робототехники в биомедицинских приборах, системах и аппаратах значительно повысит скорость, производительность, упростит и позволит решать более сложные проекты в области медицины и биомедицинской инженерии.

Библиографический список:

1. ZedBoard Embedded System Design, Zynq Evolution and Development, Avnet Inc., 2012. (дата обращения 05.08.13)
2. ZedBoard Software Development, Xilinx All Programmable, Xilinx Inc., 2012. (дата обращения 10.09.13)
3. <http://www.xilinx.com/support/documentation/> (дата обращения 05.08.13)

USING LATEST COMPUTER-AIDED DESIGN IN THE FIELD OF BIOMEDICAL ENGINEERING AND DATA PROCESSING SYSTEMS

Vedeneev Nikita
Vladimir State University

Annotation

One of the latest advances in microelectronics has been the creation of advanced devices based on a combination of the advantages of using digital signal processor functions (e.g. technology ARM) and programmable logic of integrated circuits, this combination reduces the cost of completing the project and dimensions combined with flexible hardware and software part of the mathematical provision. As the main platform, can be used the existing system implemented by Xilinx Zynq- 7000 ZedBoard SoC. Main tool for working with this system are Xilinx Vivado, for hardware design and Xilinx SDK (Software Development Toolkit) for software development.

СТРУКТУРНО-ЧАСТОТНЫЙ АНАЛИЗ РИТМА СЕРДЦА БОЛЬНЫХ ЛЮДЕЙ

Кузнецов А.А., Пермяков С.А.
Владимирский государственный университет, artemi-k@mail.ru

Методика структурно-частотного анализа сигналов применена для исследования ритма сердца больных людей. Параметрическая диаграмма $\sigma(I^*)$ представлена тремя «сечениями». По каждому «сечению» и каждой точке проведен частотный анализ по общепринятой стандартной методике. В выводах сформирована структурно-частотная модель регуляции ритма сердца для категории больных людей. В заключении введено понятие информационной терапии.

Ключевые слова: электрокардиограмма, диаграмма ритма сердца, структурно-частотный анализ

Введение

За период 1998 – 2013 гг. проведено более 2000 регистраций электрокардиограмм (ЭКГ) в отделениях реанимации клинических учреждений города Владимира и области. Регистрации ЭКГ проводились во втором отделении монитором Холтера «AnnA Flash 3000» [1]. После сертификации записей по длине (20 минут) и частоте оцифровки (1000 Гц) соответствующими указанным параметрам оказались 126 регистрации 31 клиента. Клинические мероприятия и регистрации проводились одним постоянным врачом-реаниматологом.

Во временной области анализа диаграмм ритма сердца (ДРС) определялись: стандартное отклонение (σ), среднее значение $\langle X \rangle$ и вариационный размах ΔX . В частотной области анализа – полная спектральная мощность (TP), спектральные мощности диапазонов ультранизких (ULF: 0 – 0,00333 Гц), очень низких (VLF: 0,00333 – 0,04 Гц), низких (LF: 0,04 – 0,15 Гц) и высоких (HF: 0,15 – 0,4 Гц) частот [2]. В части ярусной технологии структурно-топологического анализа ДРС определялись: количество информации, информационная энтропия I^* , избыток информационной энтропии i , количество $k_{я}^*$ «рабочих» (наполненных) ярусов и средне-выборочное межъярусное расстояние $\langle \Delta_{яp} \rangle$ на ДРС [3].

Цель работы – применение методики структурно-частотного анализа для ритмограмм больных людей с формированием структурно-частотной модели регуляции ритма сердца для категории больных людей.

Результаты структурно-топологического анализа ритмограмм

К анализу представлены три «сечения» распределения $\sigma(I^*)$ (рис. 1, а): $\sigma = 3 – 7$ мс, $\sigma = 38 – 44$ мс и $\sigma = 89 – 108$ мс (рис. 1, б).

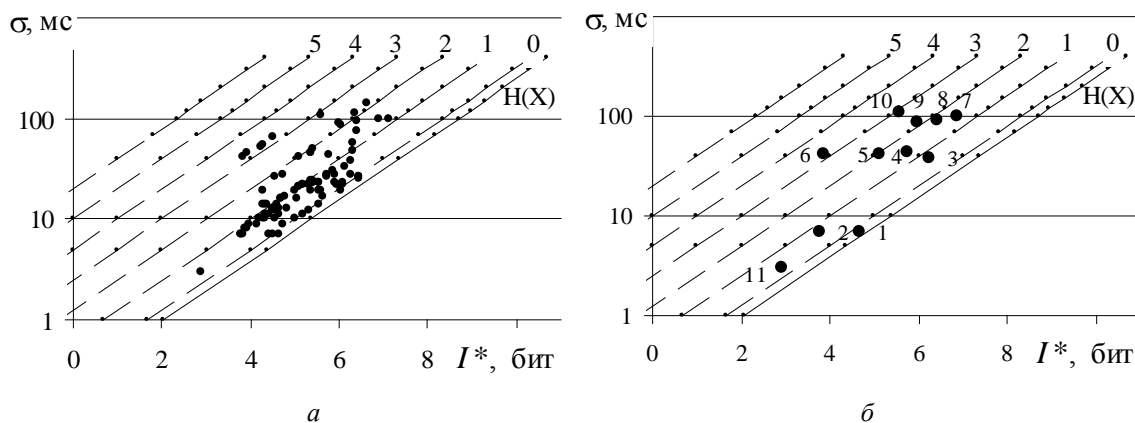


Рис. 1. Точечное параметрическое распределение данных ДРС больных людей (клиентов) на «сетке линий равного наклона» уровней ФСО: общее (а) и по «сечениям» минимальных, средних и высоких значений σ (б)

Структурно-топологический анализ ритмограмм больных людей обнаруживает изменение характера распределения данных на сеточной структуре уровней функционального состояния организма (ФСО) относительно линии $H(X)$ виртуальной ритмограммы со следующим распределением (рис. 1 а): 17 регистраций ($i = 0$); 92 регистрации ($i = 1$); 11 регистраций ($i = 2$); 6 регистраций ($i = 3$). Практически все точки на рис. 1 а по всем линиям сетки (уровням ФСО) имеют одинаковые границы параметрического интервала $\Delta I^* = 3,8 – 6,8$ бит. Поэтому контуры распределения стремятся принять форму условного параллелограмма заданного линиями сетки и интервалом ΔI^* .

Структурно-частотный анализ ритмограмм

По выделенным ритмограммам, обозначенным на рис. 1 б номерами от 1 до 11, расчетные данные параметров ДРС представлены в таблице отдельно по каждому «сечению» распределения $\sigma(I^*)$ с обозначением номера соответствующего клиента.

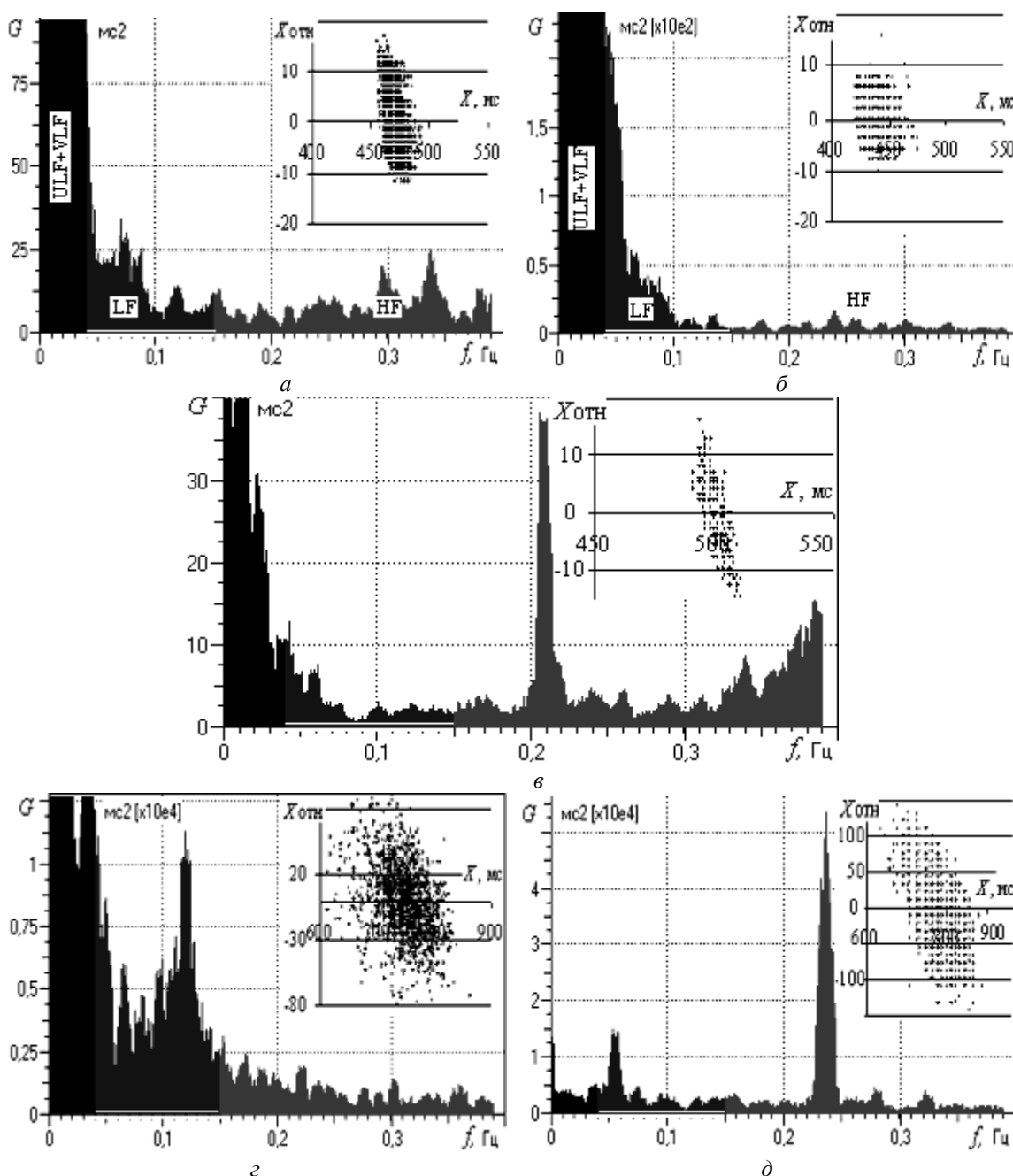
Таблица. Параметры структуры и спектра плотности мощности ДРС

Клиент (ДРС)	Дата	σ , мс	I^* , бит	i , бит	$\langle X \rangle$, мс	$k_{я}^*$	$\langle \Delta_{яp} \rangle$, мс	ULF, мс ² Гц	VLF, мс ² Гц	TP, мс ² Гц	LF, мс ² Гц	HF, мс ² Гц
При минимальном значении $\sigma = 3 – 7$ мс. Точки 1, 2 и 11 (см. рис. 1 б).												
1	14.11.2010	7	4,66	-0,27	472	49	3,1	756	10	766	2	2
2	26.11.2010	7	3,77	0,62	438	29	5,25	651	48	699	6	2
11	07.05.2000	3	2,9	0,27	501	21	1	842	1	843	0	2
При среднем значении $\sigma = 38 – 44$ мс. Точки 3 – 6 (см. рис. 1 б).												
3	06.01.1998	38	6,25	0,58	747	135	2,07	2028	1277	3305	648	277
4	16.01.2000	44	5,76	1,29	806	116	2,07	3777	224	4001	44	57
5	12.01.2010	41	5,12	1,83	782	72	4,04	3193	1132	4325	540	276
6	19.12.1999	41	3,85	3,1	773	31	11,33	2083	151	2334	449	1145
При максимальном значении $\sigma = 89 – 108$ мс. Точки 7 – 10 (см. рис. 1 б).												

7	27.04.2008	99	6,88	1,34	947	217	2,59	9035	10460	19495	2808	1382
8	09.11.2010	93	6,41	1,72	486	2141	3,43	1948	1197	3145	3092	5960
9	09.11.2010	89	5,99	2,07	486	204	3,25	1548	1101	2649	2878	5560
10	09.11.2010	108	5,58	2,76	492	160	4,31	810	1161	1971	4151	9508

При росте номера уровня ФСО (1 – 2) при малом значении $\sigma = 7$ мс наблюдаются следующие изменения параметров ритма сердца (см. табл., рис. 2 а, б): I^* падает на 20 %, i прирастает на 1 бит, при относительно постоянном значении $\langle X \rangle$ величина $k_{я}^*$ падает в 1,5 раза, а $\langle \Delta_{яp} \rangle$ возрастает в 2 раза. На спектрах плотности мощности слабые изменения в диапазоне ULF при около-нулевых значениях в трех других диапазонах. Ритм сердца выделяется слабо – как «нитевидный». Точка (клиент 2) приходится на максимум плотности распределения (см. рис. 1 а) всей группы. Точка 11 (см. рис. 1 б) отнесена к первому уровню ($i = 0,27$ бит, $\sigma = 3$ мс) ФСО. Соответствующая ДРС характеризуется минимальными значениями структурных параметров I^* , $k_{я}^*$, $\langle \Delta_{яp} \rangle = \Delta x$, а спектральные мощности диапазонов VLF, LF и HF практически равны нулю (рис. 2 в).

При росте номера уровня ФСО, или значения i , при средних значениях $\sigma = 38 - 44$ мс наблюдаются следующие изменения параметров ритма сердца (табл., рис. 2 в): I^* падает в 1,5 раза, $\langle X \rangle$ имеет слабую тенденцию к росту, $k_{я}^*$ монотонно падает в 4 раза, $\langle \Delta_{яp} \rangle$ ускоренно возрастает в 5 раз. Хаосграмма даже визуально структурируется по вертикали. На спектрах плотности мощности медленный рост в диапазоне ULF+VLF сменяется резким падением в 2 раза при сильной вариабельности мощности в диапазонах LF и HF.



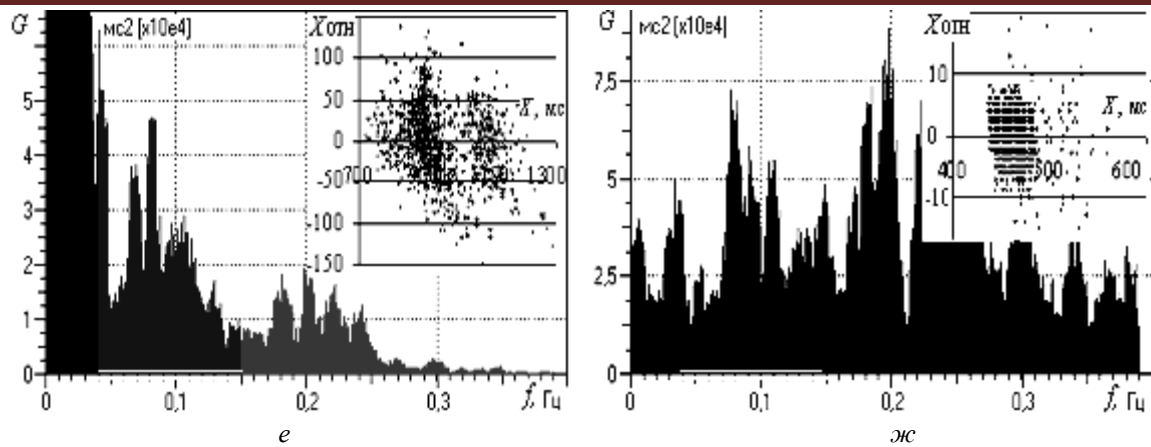


Рис. 2. Спектры плотности мощности $G(f)$ и хаосграммы $X_{отн}(X)$ ритмограмм, соответствующие точкам 1 (а) и 2 (б) одного клиента, точке клиента 11 (в), точкам 3 (г) и 6 (д) и точкам 7 (е) и 10 (ж) по данным рис. 1 б. Частотные диапазоны разделены для удобства восприятия горизонтальной белой линией на черном фоне, соответствующей диапазону LF на частотной шкале.

Переход к большим значениям мощности может сопровождаться аритмией, определенной на спектре в форме биений и расслоений сигнала на гармоники (для ритмограмм клиентов 4 и 5). В конечном итоге мощности диапазонов (ULF+VLF) и (HF+LF) выравниваются за счет резкого уменьшения в 10 раз вкладов спектральной мощности в диапазоне VLF.

При росте номера уровня ФСО, или значения i , при высоких значениях $\sigma = 89 - 108$ мс наблюдаются следующие изменения параметров ритма сердца (см. табл.): I^* падает в 1,2 раза, $\langle X \rangle$ резко падает в два раза и далее остается неизменной, при этом $k_{я}^*$ резко возрастает в 10 раз, а затем также скачком возвращается к исходному значению, $\langle \Delta_{яp} \rangle$ возрастает в 1,5 раза. На спектрах плотности мощности экспоненциальное падение в диапазоне ULF+VLF определено экспоненциальным падением мощности в диапазоне ULF и однократным падением в 9 раз при первом переходе с выходом на постоянное значение в диапазоне VLF. Мощность в диапазоне LF монотонно растет, а в диапазоне HF возрастает в 6 раз. В конечном итоге мощности диапазонов LF и HF и по отдельности, и совместно начинают превалировать по величине над спектральным наполнением диапазонов низких частот с организацией формы широкополосного спектра (рис. 2 г, д). По данным хаосграмм (рис. 2 е, ж) в направлении 7 – 10 (см. рис. 1 б) форма распределения на ритмограмме меняется от двухвершинного до нормального, что при широкополосном спектре и росте среднего шага дискретизации $\langle \Delta_{яp} \rangle$ (см. табл.) может свидетельствовать об утрате связи между ритмом сердца и внесердечными механизмами регуляции.

Обсуждение результатов

Микроструктура реализации ритма на ДРС ведет себя во всех трех выделенных к анализу «сечениях» одинаково: при росте i нарастает шаг дискретизации дифференциальной составляющей $X_{отн}$ хаосграммы (ДСХ). Динамика макроструктуры для рассмотренных случаев сильно отличается. При малых значениях σ площадь хаосграммы с формой «веретена» минимальна, а ее геометрический центр имеет координаты минимального среднего значения $\langle X \rangle = 450 - 500$ мс для всех значений i . Для средних значений σ площадь хаосграммы резко возрастает с появлением явных признаков многомодальности по обеим составляющим при росте среднего значения $\langle X \rangle$ в 1,5 раза. При высоких значениях σ при росте i площадь хаосграммы убывает с изменением ее формы: от многомодальности по ритмической компоненте к многомодальности по обеим составляющим и при уменьшении среднего значения $\langle X \rangle$ в 1,5 раза. Именно появление многовершинности распределения значений R-R интервалов на ритмограмме является причиной замеченного выше «расщепления» уровней ФСО (см. рис. 1 а). В этих случаях стандартное отклонение (σ) теряет связь с нормальным распределением [3, 4].

Заметим, что для ритма сердца пациентов реанимационного отделения при σ_{min} и $i > 2$ данные вообще отсутствуют (см. рис. 1 б). Это может быть связано с тем, что нарастающий в направлении роста i шаг дискретизации ДСХ становится столь большим, что значения $\langle \Delta_{яp} \rangle$ становятся соизмеримыми с элементами морфологии кардиоциклов на ЭКГ. Это должно приводить к детальному искажению естественной топологической структуры кардиоцикла с проявлением аритмии.

Спектральная мощность в указанном направлении интенсивно и монотонно перекачивается в диапазоны высоких частот с установлением формы широкополосного спектра на всем частотном интервале исследования как справа – налево так и сверху – вниз на диаграмме распределения $\sigma(I^*)$ с установлением предельного минимального уровня полной спектральной мощности $750 - 850$ мс²Гц при практически нулевых вкладах в диапазонах LF и HF (табл., данные клиента 11, рис. 1 б). Вариационный размах хаосграмм при этом уменьшается по обеим составляющим и с нарастающим шагом дискретизации по ДСХ.

Выводы

1. Парасимпатическое влияние спектральной мощности диапазона HF имеет минимальное значение, близкое к нулевому, при σ_{\min} нижнего «сечения» и растет «снизу-вверх» и «справа-налево» по сетке ФСО, принимая максимальное значение для ДРС 10;

2. Влияние дыхательного ритма спектральной мощности диапазона LF имеет минимальное значение, близкое к нулевому, при σ_{\min} нижнего «сечения» и также растет «снизу-вверх» по сетке ФСО. На фиксированных значениях («срезах») σ спектральная мощность этого диапазона, испытывая значительные вариации при изменении i , принимает максимальное значение также для ДРС 10;

3. Эндогенное влияние спектральной мощности диапазона VLF имеет минимальное значение, близкое к нулевому, при σ_{\min} нижнего «сечения» с циклом изменения по контуру распределения в направлении «по часовой стрелке». Тенденция к росту «снизу-вверх» по линиям сетки особенно выражено для малых значений i , где она принимает максимальные значения. Характер изменений поперек сетки – вариативный с признаками установления постоянной величины. Вероятно, симпатическое влияние на ритм сердца больных людей «поделено» между диапазонами LF и VLF, что требует уточнения общей границы этих диапазонов на частотной оси;

4. Экзогенное влияние спектральной мощности диапазона ULF имеет минимальное значение при σ_{\min} нижнего «сечения» с циклом изменения по контуру распределения в направлении «по часовой стрелке».

Заключение

Применение процедур интенсивной терапии для больных людей (клиентов) реанимационных отделений, направленное на улучшение общего ФСО с введением понятия уровня ФСО в качестве результирующего критерия анализа создает в условиях клиники непреодолимые трудности в фиксации «истинного ФСО». Анализ данных пациентов реанимационных отделений показывает не «истинное ФСО», а, то, в каком состоянии они «искусственно удерживаются». Вероятно, действия одного врача-реаниматолога, проводящего курс интенсивной терапии по приведению состояния пациента к определенному условно функциональному состоянию организма, следует рассматривать лишь с позиции успешности или не успешности проведения процедур интенсивной терапии, определяющих их результирующую эффективность. Это не дает основания считать ритмограммы эргодическими сигналами. Поэтому создается впечатление, что врач оценивает степень тяжести состояния больного не по истинным данным (их у него нет), а косвенно – по набору и интенсивности применяемых инструментариев и процедур на выведение больного на определенные гомеостатические показатели, соответствующие норме. Результатом исследования в таком случае является не «истинное ФСО» больного, а средний уровень подготовки, квалификация и искусство врача-реаниматолога по модели информационной терапии.

Библиографический список

1. Прилуцкий Д.А., Кузнецов А.А., Плеханов А.А. Накопитель ЭКГ «AnnA Flash 2000» // Методы и средства измерений физических величин. – Н. Новгород: НГТУ. 2006. С. 31.
2. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use // European Heart Journal. 1996. V.17. P. 354 – 381.
3. Кузнецов А.А. Системный анализ и обработка электрокардиографической информации. Дисс... д.т.н. – Н.Новгород: 2012. 297 с.
4. Кузнецов А.А., Пермяков С.А. О естественной нормализации диаграммы ритма сердца // Труды Нижегородского государственного университета им. Р.Е. Алексеева. – Н.Новгород: Изд-во НГТУ. № 4 (97). 2012. С. 363 – 368.

STRUCTURAL - FREQUENCY THE ANALYSIS OF ILL PEOPLE HEART RHYTHM

A.A. Kuznetsov, S.A. Permjakov

The Vladimir state university, artemi-k@mail.ru

The technique structural - frequency the analysis of signals is applied for research of ill people heart rhythm. The parametrical diagram $\sigma(I^*)$ is submitted by three "sections". On each "section" and each point the analysis by the standard technique is carried out. In conclusions the structural - frequency model of a heart rhythm regulation for a category of ill people is generated. In the conclusion the concept of information therapy is entered.

Key words: the electrocardiogram, the diagram of a rhythm of heart, structural - frequency the analysis

АВТОРСКИЙ УКАЗАТЕЛЬ

А		Ветошников А.Ю.	251	Жихарева Г.В.	334
Абдулракеб А.Р.	374	Вивиан К. Мушахвар	131	Жоау А.	229,384
Абрамченко Е.В.	209	Водопьянов А.Е.	240	З	
Агафонов М.И.	305	Волкова И.В.	270	Зайцева В.П.	75
Аксенова Ю.Ю.	262	Ву Ван Сон	361	Замятина В.А.	170
Акулов С.А.	109	Г		Земляков И.Ю.	94
Акулова А.С.	285,289	Габова А.В.	139	Золтан Дж. Колес	129
Алидад Амирфазли	137	Гаврилов В.М.	69,202	И	
Аль-Кавати А.А.	365	Гаврилова И.Л.	340	Ибрагимов Р.Р.	240
Аль-Хайдри В.А.	379	Газизова Д.Ш.	45,150,302,313	Иванова Н.Е.	96
Альшрайдэх А.	229	Ганькин И.А.	277	Ильина Е.А.	65
Андреев В.Г.	125	Генералов Л.К.	231	Исаева А.Г.	90
Антаков М.А.	60	Генерозова К.С.	145	Исакевич В.В.	174,356
Антипов В.А.	351	Глумов В.М.	153	Исакевич Д.В.	174,316
Артюхова О.А.	353	Глухова О.Е.	197	Исаков Р.В.	233,376,379
Ассанович Б.А.	338, 340	Говоров А.В.	92	К	
Афшар Э.	334	Гомес Ж.Л.	383	Калачев А.А.	119
Б		Готье М.С.	112	Калыгина Л.А.	200
Бабич М.В.	299	Гуменный В.Г.	161,326,356,387	Капралова В.М.	96
Бабгло В.М.	69, 202	Д		Карабанов А.В.	139
Бабушкина Н.А.	153	Давтян В.Г.	100,104	Караханян К.С.	78
Белевич Е.И.	39	Дахва М.С.	233	Карачарская М.Л.	340
Белоусов А.В.	119	Дегтерева М.И.	36	Карлос Ф. Ланге	134
Белякова А.С.	347	Дегтярев Д.Н.	112	Карпухин В.А.	145,170,319
Бобылев А.Н.	342	Дементьев В.К.	69,202	Каторгина Г.И.	100,104,370
Богданов А.С.	292	Демидова А.А.	78	Качалов О.Б.	92
Бойко И.П.	100,104,248,370	Демин И.Ю.	125	Кевин Э. Джонс	218
Борисов В.И.	114	Дёмин С.А.	121	Кершнер И.А.	139
Бородкина А.Н.	193	Добролюбова Д.А.	358	Кинтюхин А.С.	251
Брагинский М.Я.	350	Добрышина Н.В.	45	Кирюхин А.В.	49
Бродовский В.Б.	299	Дороговцева Э.А.	276	Киселева Е.Ю.	94
Брумштейн Ю.М.	240,262	Дюдин М.В.	281	Клименко Н.С.	358
Буланов Н.М.	75	Е		Коваленко А.А.	319
Буреев А.Ш.	94	Евсеева Г.В.	370	Коковкина В.А.	351
Буреев Н.М.	75	Ж		Коконов А.А.	231
Буренков В.Н.	248	Жанет А.У. Еллиот	214	Колесникова А.С.	197
Бурькин Ю.Г.	350	Жданов А.В.	265,266,268,272	Колесов С.Н.	236
Быченков О.А.	167	Жданов Д.С.	94,141	Колоскова Н.Н.	150
В		Жданович О.А.	390	Колпаков А.В.	323
Васькова Н.Л.	96	Жилин В.В.	295	Комарова В.В.	107
Вахракова М.В.	75	З		Коновалов О.Н.	158
Веденеев Н.А.	401	И			

Копылов А.Ю.	236	Мороз К.А.	309	Романова М.А.	49
Корневский Н.А.	43	Морозов В.В.	265,268	Руденко В.В.	295
Корнеева Н.Н.	200	Морозова К.Г.	125	Руфов А.А.	394
Королькова О.И.	276,277,278	Муравина Н.Л.	236	Рыхтик П.И.	125
Косоруков А.Е.	145	Мухомедшин А.А.	85	Рябчикова Е.И.	204
Костров А.В.	390	Мухтарова Е.В.	262		
Кравцова Т.А.	323			С	
Крамм М.Н.	334	Н		Савельева Н.Г.	245
Красников А.В.	88	Нанчикеева М.Л.	75	Савенкова В.В.	399
Кристиан Бьюлиу	135	Нгуйен Ти Хоай Ту	361	Садыков С.С.	347
Круглов А.В.	270	Нгуйен Три Туй	361	Сазыкина Л.В.	45,150,302,313
Крусанов Г.А.	119	Нехина А.А.	112	Самойленко А.П.	71,33
Кручинин П.А.	255,344	Никитин О.Р.	227	Самойлов А.Г.	229,384
Кубланов В.С.	299	Никифоров И.А.	236	Самойлов С.А.	229
Кузнецов А.А.	161,165,176,182, 185,220,222,356, 387,403	Никишина М.В.	100	Самородов А.В.	353,36
Кузнецов А.В.	227	Новикова Е.А.	266	Сбитнев С.А.	211
Кукин И.А.	279			Светлик М.С.	141
Л		О		Сидоров М.Ю.	305
Ланцов В.Н.	189	Обухов К.Ю.	139	Сираева Г.Ф.	145
Лапаева Л.Г.	167	Обухов Ю.В.	139	Скуридин В.С.	65
Лапитан Д.Г.	167	Омельченко В.П.	78	Славнова Е.Н.	358
Леммле Д.В.	383	Орлов И.Я.	236	Слепченков М.М.	197
Лимин Д.П.	92	Осипова Г.И.	189	Слипченко Н.И.	193
Литвин А.В.	309	Ослякова А.О.	81	Смирнов А.А.	107
Литвинов Ю.Ю.	239			Смирнов Д.С.	202
Лищук В.А.	45,150,302,313	П		Смирнова О.Н.	107
Логинов С.И.	251,35	Панищев О.Ю.	121	Снигирев А.С.	251
Локслей Э. МакГанн	215	Панченко А.Ю.	193	Соболев А.В.	150
Ломзов А.А.	204	Пашкевич М.Э.	96	Солодилов Р.О.	350
Лукьянова Р.П.	85	Пермяков С.А.	100,104,185,220, 222,248,326,403	Спажакин Ю.Г.	365
М		Петрович В.А.	39	Спиридонов И.Н.	112,323
М. Гари Фолкнер	275	Петросян С.Л.	88	Стародубцева Л.В.	43
Мазеев В.А.	262	Петухов Д.С.	213	Стасюк Е.С.	65
Маковеев С.Н.	302	Поздняков А.Д.	394	Струнин Р.М.	233
Малахов Н.Б.	276,277,278, 279,280	Полушин П.А.	383	Ступаков И.Н.	45,313
Малахова М.Н.	276,277,278, 279,280	Попов С.В.	88	Суржикова С.Е.	292
Мамаев И.М.	259,266,268	Проскураков А.В.	71,33	Сучкова Е.А.	107
Матвейчук И.В.	239	Пуртов К.С.	299	Сушкова Л.Т.	57,185,374, 379
Махмудова А.Н.	150	Пышная И.А.	204	Сушкова О.С.	139
Мезенцева Л.В.	158	Пышный Д.В.	204	Сырямкин В.И.	141
Михалев Е.В.	141			Т	
Моника А. Горассини	274	Р		Татмышевский К.В.	401
		Разум К.В.	204	Тихомирова И.А.	81
		Рогаткин Д.А.	167	Трапезников И.Н.	351
		Рогов А.С.	65	Трускова К.Г.	107
		Розанов В.В.	239		

У	Эмануэль Ю.В.	33	Ю		
Уоррен Финлэй	132		Юлушев Б.-А.Г.	240	
Ф			Юрлов И.А.	313	
Федотов А.А.	109,285,289		Я		
Федотов О.В.	259		Яа Зар До	295	
Филатова Н.Б.	276,277		Яскин Е.Г.	248	
Филимоненко Д.С.	39				
Филимонов В.Н.	259				
Филиппов С.О.	85				
Филист С.А.	281				
Фомин Л.Б.	114				
Фролов С.В.	150				
Фролова Т.Н.	373				
Х					
Халитов Р.Ш.	125				
Хамид М.А.	365				
Холмова М.А.	353				
Хрипина И.И.	43				
Ч					
Черников К.Р.	281				
Черных О.А.	299				
Чертополохов В.А.	346				
Чижигов Д.А.	114				
Чистякова И.Б.	109				
Чочиев Г.М.	276,277,278, 279,280				
Ш					
Шадрин Е.Б.	96				
Шалаев П.В.	60				
Шанин А.В.	125				
Шаталова О.В.	292				
Шатохина И.В.	125				
Шевченко В.Г.	302				
Шинаков И.В.	270				
Шишко Д.Н.	338				
Шмелев В.Е.	209				
Штадельманн Ж.В.	323				
Штых Д.В.	272				
Шунаев В.В.	197				
Шутеев С.А.	239				
Э					
Эмануэль В.Л.	33				

AUTHOR INDEX

A		
Abdulrageb A.R.	374	
Abramchenko E.V.	209	
Afshar E.	334	
Agafonov M.I.	305	
Aksenov Y.Y.	262	
Akulov S.A.	109	
Akulova A.S.	285,289	
Al-Haidary V.A.	379	
Alidad Amirfazli	137	
Al-Kawati A.A.	365	
Alshraydeh A.	229	
Andreev V.G.	125	
Antakov M.A.	60	
Antipov, V.A.	351	
Artyuhova O.A.	353	
Assanovich B.A.	338, 340	
B		
Babich M.V.	299	
Baboglo V.M.	69, 202	
Babushkina N.A.	153	
Belevich E.I.	39	
Belousov A.V.	119	
Belyakov A.S.	347	
Black O.A.	299	
Bobilev A.N.	342	
Bogdanov A.S.	292	
Borisov V.I.	114	
Borodkina A.N.	193	
Boyko I.P.	100,104,248,370	
Braginsky M.J.	350	
Brodovsky V.B.	299	
Brumshtein Y.M.	240,262	
Bulanov, N.M.	75	
Burenkov V.N.	248	
Bureyev A.Sh.	94	
Bureyev N.M.	75	
Burykin Y.G.	350	
Bychenkov O.A.	167	
C		
Carlos F. Lange	134	
Chernikov K.R.	281	
Chistyakov I.B.	109	
Chochiev G.M.	276,277,278, 279,280	
Christian Beaulieu	135	
D		
Dahva M.S.	233	
Davtyan V.G.	100,104	
Degtereva M.I.	36	
Degtyarev D.N.	112	
Dement'ev V.K.	69,202	
Demidova A.A.	78	
Demin I.Y.	125	
Demin S.A.	121	
Dobrolyubova D.A.	358	
Dobryshina N.V.	45	
Dorogovtseva E.A.	276	
Dyudina M.V.	281	
E		
Emanuel V.L.	33	
Emanuel Y.V.	33	
Evseeva Y.V.	370	
F		
Fedotov A.A.	109,285,289	
Fedotov O.V.	259	
Filatova N.B.	276,277	
Filimonenko D.S.	39	
Filimonov V.N.	259	
Filippov S.O.	85	
Filist S.A.	281	
Fomin L.B.	114	
Frolov S.V.	150	
Frolova T.N.	373	
G		
Gabova A.V.	139	
Gankin I.A.	277	
Gavrilov V.M.	69,202	
Gavrilova I.L.	340	
Gazizova D.Sh.	45,150,302,313	
Generalov L.K.	231	
Generozova K.S.	145	
Glukhova O.E.	197	
Glumov V.M.	153	
Gomez J.L.	383	
Gotie, M.S.	112	
Govorov A.V.	92	
Gumenny V.C.	161,326,356,387	
H		
Halitov R.Sh.	125	
Hamid M.A.	365	
Hripina I.I.	43	
I		
Ibragimov R.R.	240	
Ilyin E.A.	65	
Isaev A.G.	90	
Isakevich D.V.	174,316	
Isakevich V.V.	174,356	
Isakov R.V.	233,376,379	
Ivanova N.E.	96	
J		
Janet A.W. Elliott	214	
Joao A.	229,384	
K		
Kachalov O.B.	92	
Kalachev A.A.	119	
Kalygina L.A.	200	
Kapralova V.M.	96	
Karabanov A.V.	139	
Karacharskaya M.L.	340	
Karakhanyan K.S.	78	
Karpuhin V.A.	145,170,319	
Katorgina G.I.	100,104,370	
Kelvin E. Jones	218	
Kershner I.A.	139	
Kholmova M.A.	353	
Kintyuhin A.S.	251	
Kiryuhin A.V.	49	
Kiseleva E.J.	94	
Klimenko N.S.	358	
Kokonov A.A.	231	
Kokovkina V.A.	351	
Kolesnikova A.S.	197	

Kolesov S.N.	236	Matveichuk I.V.	239	R							
Koloskova N.N.	150	Mazeev V.A.	262		Razum K.V.	204					
Kolpakov A.V.	323	Mezentceva L.V.	158		Rogatkin D.A.	167					
Komarova V.V.	107	Mihaliev E.V.	141		Rogov A.S.	65					
Konovalov O.N.	158	Monica A. Gorassini	274		Romanova M.A.	49					
Kopylov A.Y.	236	Moroz K.A.	309		Rozanov V.V.	239					
Korenevskii N.A.	43	Morozov V.V.	265,268		Rudenko V.V.	295					
Korneeva N.N.	200	Morozova K.G.	125		Rufov A.A.	394					
Korol'kova O.I.	276,277,278	Muhomedshin A.A.	85		Ryabchikova E.I.	204					
Kosorukov A.E.	145	Mukhtarova E.V.	262		Ryhtik P.I.	125					
Kostrov A.V.	390	Muravina N.L.	236	S							
Kovalenko A.A.	319	N	Nanchikeeva M.L.		Sadykov S.S.	347					
Kramm M.N.	334				Nehina A.A.	112	Samoilov A.G.	229,384			
Krasnikov A.V.	88				Nguyen Thi Hoai Thu	361	Samoilov S.A.	229			
Kravtsova T.A.	323				Nguyen Tri Tue	361	Samojlenko A.P.	71,33			
Kruchinin P.A.	255,344				Nikiforov I.A.	236	Samorodov A.V.	353,36			
Kruglov A.V.	270				Nikishina M.V.	100	Savelyeva N.G.	245			
Krusanov G.A.	119				Nikitin O.R.	227	Savenkova V.V.	399			
Kublanov V.S.	299				Novikova E.A.	266	Sazykina L.V.	45,150,302,313			
Kukin I.A.	279				O	Obuhov K.Y.	Sbitnev S.A.	211			
Kuznetsov A.A.	161,165,176,182, 185,220,222,356, 387,403			Obuhov Y.V.			139	Shadrin E.B.	96		
Kuznetsov A.V.	227	Omelchenko V.P.	78	Shalaev P.V.			60				
L	Lantsov V.N.	Orlov I.J.	236	Shanin A.V.			125				
		Lapaeva L.G.	167	Osipova G.I.			189	Shatalova O.V.	292		
		Lapitan D.G.	167	Oslyakova A.O.			81	Shatokhina I.V.	125		
		Lemmler D.V.	383	P			Panchenko A.Y.	Shevchenko V.G.	302		
		Limin D.P.	92					Panischev O.Y.	121	Shinakov I.V.	270
		Lishchuk V.A.	45,150,302,313					Pashkevych M.E.	96	Shishko D.N.	338
		Litvin A.V.	309					Permyakov S.A.	100,104,185,220, 222,248,326,403	Shmelev V.E.	209
		Litvinov Y.Y.	239		Petrosyan S.L.	88		Shtadelmann J.V.	323		
		Locksley E. McGann	215		Petrovich V.A.	39		Shtyh D.V.	272		
		Loginov S.I.	251,35		Petuhov D.S.	213		Shunaev V.V.	197		
Lomzov A.A.	204	Polushin P.A.	383		Shuteev S.A.	239					
Lukyanova R.P.	85	Popov S.V.	88		Sidorov M.Y.	305					
M	M. Gary Faulkner	Pozdnyakov A.D.	394		Siraeva G.F.	145					
		Mahmudova A.N.	150	Proskuryakov A.V.	71,33	Siskins D.A.	114				
		Makoveev S.N.	302	Purtov K.S.	299	Skuridin V.S.	65				
		Malahov N.B.	276,277,278, 279,280	Pyshnaya I.A.	204	Slavnov E.N.	358				
		Malahova M.N.	276,277,278 ,279,280	Pyshnyy D.V.	204	Slepchenkov M.M.	197				
		Mamaev I.M.	259,266,268			Slipchenko N.I.	193				
						Smirnov A.A.	107				
						Smirnov D.S.	202				
						Smirnova O.N.	107				
						Snigiryov A.S.	251				
				Sobolev A.V.	150						

Solodilov R.O.	350	Zhikhareva G.V.	334
Spazhakin Y.G.	365	Zhilin V.V.	295
Spiridonov I.N.	112,323	Zoltan J. Koles	129
Starodubtseva L.V.	43		
Stasiuk E.S.	65		
Strunin R.M.	233		
Stupakov I.N.	45,313		
Suchkova E.A.	107		
Surzhikova S.E.	292		
Sushkova L.T.	57,185,374,379		
Sushkova O.S.	139		
Svetlik M.S.	141		
Syryamkin V.I.	141		

T

Tatmyshevsky K.V.	401
Thistles V.A.	346
Tikhomirova I.A.	81
Trapeznikov I.N.	351
Truskova K.G.	107

V

Vahrakova M.V.	75
Vas'kova N.L.	96
Vedeneev N.A.	401
Vetoshnikov A.Y.	251
Vivian K. Mushahwar	131
Vodop'yanov A.E.	240
Volkova I.V.	270
Vu Van Son	361

W

Warren Finlay	132
---------------	-----

Y

Ya Zar Do	295
Yaskin E.G.	248
Yulushev B.-A.G.	240
Yurlov I.A.	313

Z

Zaitsev V.P.	75
Zamyatina, V.A.	170
Zemliakov I.Y.	94
Zhdanov A.V.	265,266, 268,272
Zhdanov D.S.	94,141
Zhdanovich O.A.	390

Научное издание
Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии
Труды 11-й международной научной конференции «ФРЭМЭ'2014» с
элементами научной молодежной школы
Владимир, 1-3 июля 2014 г.

Под общей редакцией д.т.н., проф. Л.Т. Сушковой

Печатается в авторской редакции

Компьютерная верстка Гуменный В.Г., Пермяков С.А., Аль-Хайдри В.А, Тахаан О.

Электронная PDF-версия

ООО «Александровская городская типография»
г. Александров, Красный пер., 13
Тел.: (49244)2-55-63, 2-37-76

