

Федеральное государственное бюджетное учреждение науки
Институт радиотехники и электроники им. В. А. Котельникова РАН

На правах рукописи



Антон Сергеевич Шаракшанэ

ВОССТАНОВЛЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ МЕНЯЮЩЕГОСЯ ВО
ВРЕМЕНИ ПРОСТРАНСТВЕННОГО ТЕМПЕРАТУРНОГО
РАСПРЕДЕЛЕНИЯ МОДЕЛЬНЫХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ
МЕТОДОМ АКУСТОТЕРМОГРАФИИ

01.04.03 – радиофизика

Диссертация на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Научный руководитель д.ф.м.н. Аносов А. А.

Москва 2014 г.

Оглавление

ГЛАВА 1. ВВЕДЕНИЕ	3
Глава 2. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ И ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ	7
Современные методы неинвазивного термокартирования биологических тканей	7
Акустотермография	10
Диаграмма направленности акустотермометра.....	18
Акустотермометрия модельных объектов	21
Обратные задачи акустотермографии	23
Учет теплофизических свойств среды.....	30
Корреляционный прием теплового акустического излучения	31
Постановка задачи	36
ГЛАВА 3. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ИЗМЕНЕНИЯ КОЭФФИЦИЕНТА ПОГЛОЩЕНИЯ СРЕДЫ ПО ИЗМЕНЕНИЮ АКУСТОЯРКОСТНОЙ ТЕМПЕРАТУРЫ	37
Нетепловые источники акустического излучения в мегагерцовом диапазоне ..	49
ГЛАВА 4. СОВМЕСТНОЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЕ АКУСТОТЕРМОГРАФИИ И ИК-ТЕПЛОВИДЕНИЯ ДЛЯ КОНТРОЛЯ ТЕМПЕРАТУРЫ ПРИ НАГРЕВЕ МОДЕЛЬНОГО БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА	54
ГЛАВА 5. ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ДИНАМИЧЕСКОЕ КАРТИРОВАНИЕ ВНУТРЕННЕЙ ТЕМПЕРАТУРЫ МОДЕЛЬНОГО ОБЪЕКТА	66
Определение параметров теплового источника: размера, температуры и положения с помощью решетки датчиков	66
Математический эксперимент по динамическому картированию положения теплового источника.....	76
Восстановление двумерного распределения внутренней температуры модельного объекта в натурном эксперименте	86
Восстановление распределения температуры с помощью двумерной решетки пьезодатчиков.....	105
Восстановление трехмерного распределения внутренней температуры.....	116
ГЛАВА 6. ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ КОРРЕЛЯЦИОННОГО ПРИЕМА ТЕПЛООВОГО АКУСТИЧЕСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ	121
ГЛАВА 7. ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ.....	133
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	139

ГЛАВА 1. ВВЕДЕНИЕ

Актуальность работы

Работа посвящена определению меняющейся во времени внутренней температуры объектов методом акустотермографии. Измерение распределения температуры внутри тела человека даёт существенную информацию для диагностики и для мониторинга медицинских процедур, связанных с нагревом внутренних органов. В частности, знание этого распределения необходимо для контроля процедур гипертермии (нагрев опухоли на несколько градусов) и термоабляции (нагрев опухоли на несколько десятков градусов), особенно в случаях, когда рядом с местом воздействия проходят крупные кровеносные сосуды и нервы, которые не должны быть повреждены. Также определение внутреннего распределения температуры может быть использовано для локализации и определения размеров опухоли по изменению ее температуры после проведения глюкозного теста [1].

В настоящее время проблема безболезненных и безопасных измерений глубинной температуры тела человека (проводимых с надлежащей точностью) еще не решена: предлагаются различные неинвазивные методы, каждый из которых имеет свои преимущества и недостатки. Например, измерения температуры с использованием ЯМР-технологий в будущем, по-видимому, позволят получать температурное распределение во всем теле человека, однако есть определенные группы пациентов, для которых использование МР-томографии запрещено. Кроме этого, такие измерения сложно совместить с процедурой нагрева тканей, когда, собственно, и важен температурный контроль. Также оборудование является достаточно дорогим и требует специально подготовленных помещений. Далее, для контроля температуры разрабатываются методы измерения скорости звука, которая меняется с изменением температуры тканей. К сложностям этих измерений относится необходимость калибровки сигнала на каждом отдельном пациенте. Пассивная ИК-термометрия имеет хорошее пространственное разрешение, но измеряет только поверхностную (а не глубинную) температуру.

Использование пассивной СВЧ-термометрии часто требует специально экранированного помещения, а также метод имеет слабое пространственное разрешение.

Среди традиционных методов определения внутренней температуры существенную роль играет прямое измерение температуры с помощью термодатчиков, вводимых в ткани на нужную глубину. Его недостатком является ответная реакция организма, которая искажает искомое распределение температур. Кроме того, введение термометрических щупов в клинической практике используется в крайнем случае, по причине болезненности и травматичности процедуры. В этой связи важной практической задачей является разработка и экспериментальная проверка пассивных неинвазивных методов измерения распределения температуры внутри биологических объектов.

Все основные методы неинвазивного определения глубинной температуры тела человека имеют ограничения, существенно влияющие на их практическое применение. Одним из перспективных методов для практического применения является акустотермометрия. Акустотермометрия основана на измерении теплового акустического излучения. Ее преимуществом по сравнению с другими неинвазивными методами является достаточное пространственное разрешение для восстановления температурного распределения в глубине объекта. Для работы с акустотермометром не требуются специальных помещений. Акустотермометрический контроль можно осуществлять в течение самой медицинской процедуры. Отметим, что акустотермография требует достаточного времени измерения. Однако, обычно характерное время изменения температуры организма человека значительно превышает указанный временной интервал, что позволяет измерять меняющуюся во времени глубинную температуру тела человека. Неинвазивные измерения глубинной (на глубине 3-8 см) температуры крайне важны для медицины, если они могут обеспечить точность 0.5-1 К и пространственное разрешение около 1 см.

Результаты экспериментальных и теоретических исследований показывают, что с помощью акустотермографии можно получить требуемые параметры. В большинстве практически важных случаев мониторинг температурного распределения сводится к как можно более точному восстановлению амплитуды пика, его координат и размеров нагретой области. Поэтому возникает задача исследовать возможность определения данных параметров неинвазивным образом по данным акустотермометрических наблюдений.

Целью настоящей работы являлось исследование возможностей мониторинга динамики распределения внутренней температуры биологических объектов по их акустотермометрической температуре.

Основные задачи исследования

Измерение коэффициента поглощения модельного объекта при изменении его температуры.

Определение степени влияния нетепловых источников акустического излучения на результаты акустотермометрических измерений.

Экспериментальное восстановление меняющегося во времени пространственного распределения температуры модельного объекта с использованием как корреляционного, так и некорреляционного приема теплового акустического излучения.

Разработка и экспериментальное апробирование алгоритмов восстановления двумерных и трехмерных распределений глубинной температуры с учетом ограничений, соответствующих практически значимым случаям – гипертермии и термоабляции.

Диссертация состоит из семи глав. **Первая глава** является введением. Во введении обоснована актуальность предлагаемого исследования, приводятся цель и основные задачи работы. **Вторая глава** содержит обзор современной литературы по теме данного исследования. Описываются современные методы неинвазивного термокартирования биологических тканей. Обосновывается

необходимость использования результатов измерения акустоярковой температуры среды для определения параметров распределения глубинной температуры в практически важных случаях клинической практики. Во второй главе описываются характеристики акустического излучения, указывается на возможность нетеплового акустического излучения, которое может влиять на акустоярковую температуру среды и точность определения ее термодинамической температуры. Рассматриваются описанные в литературе модельные объекты, описываются классические варианты постановки акустотермометрических задач и обосновывается актуальная постановка задачи определения распределения глубинной температуры в среде по известному распределению акустоярковой температуры, измеренной на поверхности. **В третьей главе** описывается эксперимент по определению коэффициента поглощения при изменении температуры среды во времени и в пространстве. Объектом исследования выбрана водная суспензия липидов, проходящая точку фазового перехода, сопровождающегося существенным увеличением коэффициента поглощения. Показано изменение акустического излучения суспензии липосом, сопровождающее фазовый переход. Описывается эксперимент по измерению нетепловой акустической эмиссии, возникающей при химической реакции, сопровождающейся образованием пузырей в водной среде. Показана степень влияния механических процессов, происходящих в среде, на ее акустоярковую температуру. **В четвертой главе** описывается экспериментальное определение глубинной температуры модельного объекта по его акустоярковой температуре, поддержанное параллельным прямым измерением температуры в глубине и измерением интенсивности теплового электромагнитного излучения в ИК-диапазоне. **В пятой главе** описан математический эксперимент по динамическому картированию внутренней температуры и физический эксперимент по динамическому восстановлению пространственного распределения температуры в модельном объекте. **В шестой**

главе описывается корреляционная обработка теплового акустического излучения. В седьмой главе прописаны выводы и заключение.

Глава 2. Обзор литературы и постановка задачи

Современные методы неинвазивного термокартирования биологических тканей

Прямое измерение температуры поверхности

Предположительно можно определить контактным способом распределение температуры на поверхности и рассчитать распределение температуры на глубине, которое давало бы соответствующую проекцию на поверхность. Однако, из-за работы системы терморегуляции теплокровного организма, поверхностное распределение температур дает лишь частичную информации о его глубинном распределении, поэтому альтернативные измерения глубинной температуры необходимы.

Определение температуры по ИК-излучению

Регистрация теплового электромагнитного излучения в ИК-диапазоне является пассивным методом, не оказывает на исследуемые структуры воздействия. Поэтому оно предпочтительней контактного определения температуры и с достаточной точностью позволяет определить температуру поверхности биологического объекта.

Кожные покровы человека сильно излучают в ИК-диапазоне на длинах волн 3–20 мкм [2]. Интегральная интенсивность излучения со всей поверхности тела превышает 100 Вт. Это дает возможность надежно регистрировать (с точностью около 0,01 К) тепловое излучение за малое время (около 1 с) с хорошим пространственным разрешением по поверхности (около 1 мм). В нашем эксперименте мы пользовались термографом Иртис-2000. Этот

оптико-механический сканирующий прибор визуализирует и измеряет тепловые поля с точностью 0,05 К.

Информация, которую можно получить при анализе ИК-излучения, определяется характерной глубиной, с которой выходит тепловое излучение. Эта глубина равна приблизительно 100 мкм – речь идет о поверхностном слое кожи. Таким образом, рассматриваемый метод не обладает большой глубиной проникновения, и может дать только ограниченную информацию о температуре внутренних органов за счет изменения характера капиллярного кровотока в коже. О температуре подлежащих тканей и органов можно судить опосредовано и только тогда, когда температурные изменения однозначно «проецируются» на кожные покровы.

Однако температура поверхности кожных покровов, которую регистрирует термограф, определяется не только глубинной температурой, но и рядом внутренних и внешних факторов, важнейшими из которых (при условии корректного проведения термографического исследования) являются уровень метаболизма, кровообращения, а также теплопроводность тканей, прилежащих к исследуемой зоне. Вывод: параллельно с ИК-термометрией необходимо использовать какой-либо метод определения глубинной температуры.

Определение глубинной температуры по СВЧ-излучению

Тепловое электромагнитное излучение в СВЧ-диапазоне по сравнению с ИК-диапазоном имеет более высокую проникающую способность, что обуславливает возможность определять глубинную температуру тканей по тепловой эмиссии в СВЧ-диапазоне.

Глубинную температуру биообъектов можно измерять с помощью неинвазивного метода СВЧ-радиометрии, основанного на измерении шумового электромагнитного излучения [3] и измерении радиояркостной температуры T_R [4], аналога акустояркостной температуры T_A . Интенсивность теплового излучения тела человека в сверхвысокочастотном диапазоне на несколько

порядков меньше, чем в ИК части спектра. В частности, на длине волны 10 см (3 ГГц) она меньше в 10^8 раз.

Толщина излучающего слоя в основном зависит от диэлектрической проницаемости ткани, определяемой содержанием воды. Исследование биологических тканей в СВЧ-диапазоне [5], [6] показало, что ткани с высоким содержанием воды (кожа, мышцы, паренхиматозные органы и др.) обладают меньшей проницаемостью, а с низким содержанием воды (жир, костная ткань) большей проницаемостью для электромагнитных волн СВЧ-диапазона. По данным авторов на длинах волн 32, 20, 12,2 см эффективная глубина проникновения для тканей первой группы составила соответственно 3,0, 2,4 и 1,7 см, для второй группы, соответственно 13,7, 8,4, 5,2 см. В зависимости от длины волны в формировании этого излучения будет участвовать слой различной толщины. Именно поэтому допустимо понятие “глубинная температура” данной области.

Недостаток подобных методов определения температуры заключается в том, что погрешность результата зависит от излучающей способности объекта и условий измерения. Вследствие этого не удастся получить точные значения абсолютной температуры, хотя температурные контрасты глубинной температуры вполне могут быть зафиксированы.

При контактном способе приема теплового излучения биологических тканей возникает проблема учета отражения волны на границе антенна-ткань из-за разности диэлектрических свойств ткани и материала антенны. Поэтому температуру измеряют относительно областей с температурой, полагаемой известной. Калибровка радиотермометра по внешним эталонам обеспечивает точность измерения до 0,1 К [7], [8].

Элементарный радиотермометрический метод показывает интегральную температуру тканевого столба, находящегося под антенной. Для восстановления глубинного профиля при использовании многомодовых и многочастотных

методов необходимо априорное знание характеристик тканей излучающего слоя, таких как коэффициенты поглощения и отражения на границах различных тканей в многослойной структуре [9].

В работе Ю. В. Гуляева и др. [10] утверждается, что априорная информация о диэлектрической проницаемости излучающей среды, необходимая при восстановлении истинного распределения абсолютной температуры в глубине биообъекта, становится не так важна в случае динамического картирования, отражающего пространственное распределение и временную зависимость метаболизма и кровотока внутри биообъекта.

Основной недостаток радиометрического метода определяется большой длиной электромагнитной волны на рабочих частотах (при частоте 1 ГГц длина электромагнитной волны в свободном пространстве составляет 3 дециметра, а теле человека – около дециметра). Этот фактор накладывает существенные для клинической практики ограничения разрешающей способности при термокартировании в поперечном направлении. Поэтому метод не удовлетворяет многим задачам медицинской диагностики и мониторинга.

Акустотермография

Причиной акустического теплового излучения является тепловое движение атомов и молекул исследуемой среды. Регистрация шумового акустического излучения в ультразвуковом диапазоне называется акустотермометрией (или акустотермографией [11]).

Сообщения о первых акустотермометрах, разработанных независимо В. И. Миргородским с соавторами [12] и Т. Боуэном [13], появились в 1987 г. В 1990 г. В.И.Пасечник провел измерения теплового акустического излучения с помощью модуляционного акустотермометра [14].

В 90х годах прошлого века целый ряд работ разных авторов, прежде всего В. И. Миргородского с соавторами [15] и И. В. Пасечника с соавторами [16], [17], [18] был посвящен теоретическому и экспериментальному исследованию возможностей достижения оптимальных параметров акустотермометра. В настоящее время эти исследования продолжает группа А. Д. Мансфельда [19], [20], [21], [22], [23], [24].

Длина акустических волн в тканях в ультразвуковом (УЗ) диапазоне (около 1 МГц) составляет приблизительно 1 мм, что обещает лучшее, по сравнению с СВЧ-излучением, пространственное разрешение. Акустическое излучение можно сфокусировать, при этом поперечный размер фокальной области определяется длиной УЗ волн. Глубина проникновения акустических волн в мегагерцовом диапазоне частот достигает 5–10 см, что выше, чем аналогичный параметр для электромагнитных излучений. В связи с чем использование акустотермографии в ряде биомедицинских приложений может оказаться выгоднее, чем радиотермографии [25]. Точность акустотермометрии при равном времени интегрирования ниже, чем у СВЧ-термометрии в связи с меньшей на три порядка частотой приема, поэтому для надежной регистрации сигнала требуется большее время [2], [11]. Заметим, что характерное время установления температуры тканей, обусловленное длительностью процессов теплопереноса, теплопродукции, кровотока, составляет минуты и даже десятки минут, поэтому длительное время интегрирования акустического сигнала не является принципиальным ограничением.

Все перечисленные выше методы, альтернативные акустотермографическим, имеют отличительные особенности, ограничивающие их применение в медицинской практике: ИК-термометрия [26] определяет поверхностную температуру, СВЧ-термометрия имеет низкую пространственную разрешающую способность, ядерный магнитный резонанс [27], [28] и температурный мониторинг с помощью активных ультразвуковых методов [29], [30] требуют калибровки по

температуре, которую необходимо производить на каждом конкретном пациенте. В этой связи глубинное термокартирование биологических объектов с помощью теплового акустического (ТАИ) излучения является одним из приоритетных направлений.

Тепловое акустическое излучение (ТАИ) из однородной среды

Наличие шумового акустического излучения воды было предсказано Р.Х. Мелленом [31] в 1952 г. В его работе рассмотрена возможность измерения температуры океана с помощью регистрации гидрофоном акустического шумового излучения.

Спектр шума одномерной бесконечной однородной среды в мегагерцовом диапазоне определяется с учетом равномерного распределения энергии $\frac{1}{2}k_bT$ ($k_b = 1,38 \cdot 10^{-23}$ Дж/К - постоянная Больцмана) на одну степень свободы. Средний квадрат звукового давления $\langle p^2 \rangle$ в полосе излучаемых частот Δf составляет:

$$\langle p^2 \rangle = \frac{4\pi f^2}{c} \rho k_b T \Delta f \quad (2.1)$$

Это выражение эквивалентно закону Рэля-Джинса для электромагнитного излучения черного тела. Такое звуковое давление может зарегистрировать точечный гидрофон. Первая попытка измерить шумовое акустическое излучение была предпринята Д. Х. Эзроу [32] в 1962 г.

Позднее В. И. Пасечником [14] был учтен фактор конечности размеров приемника. Средний квадрат звукового давления в безграничной однородной среде, регистрируемый круглым датчиком площадью S , идеально согласованным со средой, составляет:

$$\langle p^2 \rangle = \frac{\rho c}{S} \rho k_b T \Delta f \quad (2.2)$$

Обратная пропорциональность сигнала площади датчика объясняется снижением степени когерентности сигнала, приходящего в разные участки площади dS приемного датчика акустотермометра (АТ).

При обычно используемых для воды значениях $T = 300\text{K}$, $\rho = 1000\text{кг/м}^3$, $c = 1500\text{м/с}$, $\Delta f = 1\text{МГц}$, и при $S = 1\text{см}^2$ величина среднеквадратического значения шумового давления составляет 10^{-2} Па [14]. Если измерять температуру с точностью до $0,1\text{K}$ ё, то среднеквадратическое значение давления необходимо фиксировать с точностью до 10^{-4} Па.

ТАИ из плоскостойкой среды

В 1974 г. В. И. Бабий [33] предложил метод определения глубинной температуры океана и других жидких и твердых сред по измерениям интенсивности их собственного теплового акустического шумового излучения. В этой работе рассмотрена одномерная задача, когда плоская акустическая волна распространяется в плоскостойкой среде с постоянной величиной удельного акустического сопротивления (внутренняя температура T и коэффициент поглощения γ являются функциями координаты z , направленной вглубь объекта). Изменение интенсивности акустической волны при прохождении сквозь элементарный объем среды обусловлено поглощением и излучением в соответствии с законами Кирхгофа.

Для расчета акустотермометрической температуры на данной частоте при отсутствии внешних источников звука В. И. Бабий предложил формулу:

$$T_A(f) = \int_0^{\infty} \gamma(f, z) T(z) e^{-\int_0^z \gamma(f, z) dz} dz, \quad (2.3)$$

где выражение $T(z)\gamma(f, z)dz$ определяет вклад в акустоярковую температуру слоя толщиной dz , расположенного на глубине z , температура и коэффициент поглощения в котором равны $T(z)$ и $\gamma(f, z)$, соответственно. Экспоненциальный множитель показывает, как поглощается излучение, распространяющееся с глубины z до поверхности объекта.

Выражение (2.3) в предположении о независимости коэффициента поглощения от частоты и координаты (среда однородна) выглядит следующим образом:

$$T_A = \int_0^{\infty} \gamma T(z) e^{-\gamma z} dz \quad (2.4)$$

В 1981 г. Т. Боуэн предложил оценку пороговой чувствительности акустотермометра. При регистрации в полосе частот Δf и интегрировании в течении времени τ чувствительность θ акустотермометра определяется по формуле:

$$\theta = \frac{T}{\sqrt{\Delta f \tau}} \quad (2.5)$$

Эта формула дает приближенную оценку. Более аккуратная оценка пороговой чувствительности, учитывающая коэффициенты передачи приемного такта АТ, потери в АТ и шумы во входном усилителе, была предложена В. И. Пасечником [14], [34].

Чувствительность единичного акустоприемника уступает в чувствительности радиометрическому приблизительно в 30 раз из-за разницы на три порядка в полосе принимаемых частот. В 1985 г. в работе Ю. В. Гуляева и др. [11] было установлено, что чувствительность АТ можно повысить за счет использования матричного приемника, реализованного А. Д. Мансфельдом и др. [35]. Было также показано, что глубинность и пространственное разрешение акустотермографических методов выше, чем у СВЧ-радиометрии и использование первого метода в ряде биомедицинских приложений может оказаться выгоднее [25].

Нетепловые источники акустического излучения

При определении акустотермометрическими методами термодинамической температуры необходимо учитывать влияние на акустостоярковую температуру возможных источников нетепловой акустической эмиссии.

Как отдельный вопрос, при анализе литературы необходимо выделить работы, посвященные поиску источников нетеплового акустического излучения мегагерцового диапазона. В работах В. И. Пасечника и А. В. Ерофеева [36], [37] в качестве такого источника в мегагерцовом диапазоне исследовали разрыв тонких водных пленок, служивших моделью биологических мембран. Такие пленки, имеющие толщину порядка 10 нм, формируются при подъеме газовых пузырей на поверхность жидкости. Пузыри формировали двумя способами: химическим (в результате реакции гидрокарбоната натрия с лимонной или аскорбиновой кислотами) и физическим (пузыри выдувались шприцем через калиброванные иглы). Предложена модель, согласно которой интенсивность акустической эмиссии определяется поверхностным натяжением.

Эти работы доказывают возможность нетепловой акустической эмиссии при различных физико-химических процессах. Поскольку данных по нетепловой акустической эмиссии тканей организма человека в литературе нет, мы

исследовали шумы, возникающие при таянии льда и при химических реакциях, сопровождающихся выделением газов и образованием пузырей в водной среде.

Измерение акустяркостной температуры

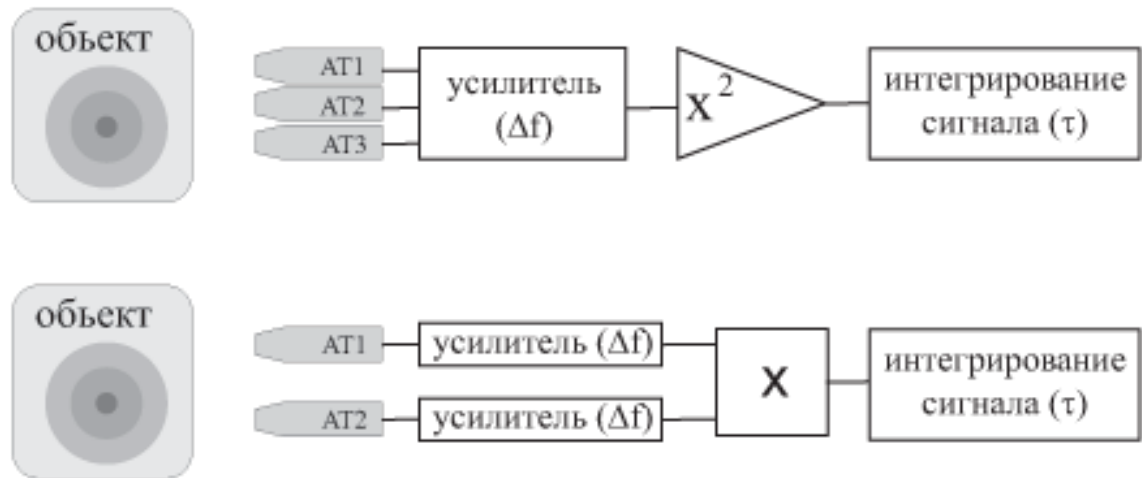


Рисунок 2.1: Схема некорреляционного (вверху) и корреляционного (внизу) измерений акустяркостной температуры

Если интенсивность теплового акустического излучения с поверхности объекта выразить в градусах Кельвина, можно определить акустяркостную температуру исследуемого объекта. Это интегральная характеристика, равная температуре акустического черного тела, создающего такую же плотность потока теплового излучения, как и исследуемый объект. При этом практическое применение находит мегагерцовая область частот. Так как именно эта частотная область подходит для исследований конденсированных сред на миллиметровых пространственных масштабах. Большие частоты не подходят для определения распределения температуры в теле человека, в связи с тем, что соответствующие волны имеют большой коэффициент поглощения в тканях.

В 1981 г. Т. Боуэн получил патент США на систему для пассивного дистанционного измерения температуры по акустическому тепловому излучению

[38]. Эту систему он предложил использовать для контроля температуры в однородных мягких тканях биологических объектов [39], [13] по аналогии с уже известными системами, регистрирующими электромагнитное излучение.

В 1985 г. Ю. В. Гуляев, Э. Э. Годик и др. получили количественные оценки чувствительности, глубинности и пространственного разрешения акустотермографии при измерениях внутренней температуры биообъектов [11].

После анализа потенциальных возможностей акустотермографии [33], [11], [38] последовал этап создания приемников акустического теплового излучения. Чувствительность АТ оказалось возможным повысить за счет использования матричного приемника и суммирования измеряемой каждым элементом матрицы интенсивности теплового акустического излучения. Матричный приемник – многоканальный акустический термометр – был реализован А. Д. Мансфельдом и др. [35].

В работах [12], [14], [40], [41] В. И. Миргородского с сотрудниками и В. И. Пасечника проводились измерения теплового акустического излучения с помощью модуляционных акустотермометров. Это было необходимо в связи с быстрыми изменениями характеристик акустотермометров, и плывущими значениями выходных сигналов при неизменной акустотермостойкой температуре среды. Использовались акустоэлектронный модулятор, механический обтюратор, электрический модулятор.

В настоящее время необходимость использовать модулятор в значительной мере снижена в связи со значительным улучшением качества акустоприемников.

В наших экспериментах были использованы акустотермометры, разработанные В. И. Миргородским с сотрудниками и А. Д. Мансфельдом с сотрудниками. В этих приборах была достигнута чувствительность, близкая к передельной (формула 2.5).

Диаграмма направленности акустотермометра

Для решения задач восстановления глубинной температуры объекта необходимо представлять диаграмму направленности акустотермометра. В работе А. А. Аносова и др. [42] рассмотрены три модели диаграммы: медленно расходящаяся (сходящаяся) волна, поле фокусированного излучателя и гауссов пучок. Однако ни одна из трех моделей не позволила полностью описать полученные результаты.

Также авторы экспериментально оценили предельные значения для поперечной пространственной разрешающей способности и показали возможность улучшить пространственное разрешение путем фокусировки УЗ [43]. Была рассмотрена задача о тепловом “изображении” прямоугольной полосы, нагретой на температуру ΔT относительно полупространства ($\Delta T = T - T_0$, где T и T_0 – температуры полосы и полупространства, соответственно), в котором она находится.

При смещении датчика из-за конечной ширины аппаратной функции приемника регистрируемый им инкремент акустояростной температуры $\Delta T_A = T_A - T_0$ (T_A – акустояростная температура полосы) постепенно менялся. В качестве меры пространственного разрешения акустотермометра была взята величина смещения датчика, при которой происходит изменение инкремента акустояростной температуры в два раза (подробности см. [42]).

Измерения проводили модуляционным акустотермометром с круглым пьезопреобразователем (ПП) из пьезокерамики ЦТС-19 диаметром 8 мм, с антирезонансной частотой 2 МГц. Полоса пропускания акустотермометра – $\Delta f = 0,7$ МГц, постоянная фильтра первого порядка – 30 с. Из-за малого поглощения ультразвука в воде основной вклад в акустояростную температуру дает лишь нагретое тело, обладающее большим поглощением (черное тело) [42].

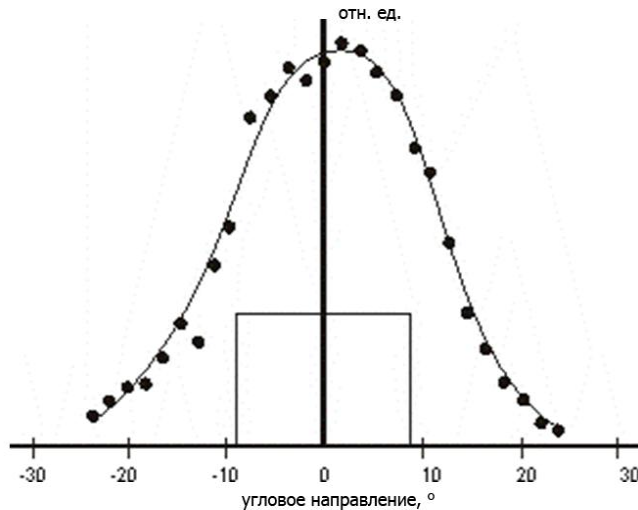


Рисунок 2.2. Изменение относительного инкремента акустотермической температуры при перемещении нагретой пластилиновой полосы. Прямоугольником показан геометрический контур полосы (согласно [42]).

На рис. 2.2 показана характерная зависимость относительного инкремента $\tau_A = \frac{\Delta T_A}{\Delta T}$ от перемещения мишени. По сравнению с геометрическим контуром тепловое изображение нагретой полосы для ПП без фокусирующей линзы шире, и его границы достаточно размыты. С помощью экспериментальной кривой можно измерить радиус поперечного сечения аппаратной функции ПП, когда расстояние между полосой и приемником составляет 120 мм. Величина поперечного сечения аппаратной функции в 2,5 раза превосходит радиус ПП. Это различие связано с дифракционной расходимостью: как известно [44], при длине волны λ на расстоянии z от ПП диаметром $2a$ эффективный диаметр аппаратной функции

$$2r_{аф} = 2a + \frac{z\lambda}{2a} \quad (2.6)$$

При $a = 4$ мм, $z = 120$ мм, $\lambda = 0,75$ мм расчетная величина $r_{аф} \approx 10$ мм совпадает с экспериментальной. В опытах на этой же модели с использованием

СВЧ-термометрии видимый размер полоски практически удваивался по сравнению с ее истинной геометрической шириной. Таким образом, полученный в эксперименте поперечный размер аппаратной функции радиометра был значительно больше поперечного размера аппаратной функции акустотермометра. Результат: измеренное пространственное разрешение акустотермографии, значительно выше, чем СВЧ-радиометрии. Разрешение акустотермографии можно улучшать, используя акустические фокусирующие линзы.

Существует ряд факторов, ограничивающих, либо делающих нецелесообразным сверхвысокие угловые разрешения. Среда рассеивает проходящее излучение. Пусть Q – угол рассеивания на характерных расстояниях L , в таком случае нецелесообразно добиваться разрешения, превышающего Q . В работах [18], [45] теоретически и экспериментально исследовалось влияние рассеяния на акустоярковую температуру. Вклад в T_A дают как волны, поглощенные в слое, так и рассеянные. Если все рассеянные волны будут поглощены в областях с одинаковой температурой, то выражение для акустоярковой температуры не изменяется, только вместо коэффициента поглощения γ под знаком экспоненты будет стоять коэффициент затухания $\gamma' = \gamma + \gamma''$, где γ'' – коэффициент рассеяния. В общем случае рассеяние изменяет T_A . При проверке влияния рассеяния на величину T_A (в том числе и на биологических образцах) было получено, что рассеяние дает малый вклад в акустоярковую температуру при малых градиентах температуры в исследуемой среде. Полученные результаты позволяют представлять, в первом приближении, аппаратную функцию АТ “прожекторной зоной”, совпадающей по направлению с его акустической осью и расширяющейся с расстоянием в соответствии с формулой (2.6).

Вопрос более точного представления диаграммы направленности акустотермометра рассмотрен нами в главе 5.

Акустотермометрия модельных объектов

Следующим шагом в исследовании теплового акустического излучения были измерения акустояростной температуры на модельных биологических образцах. Измерения теплового акустического излучения проводили на моделях В. И. Миргородский с сотрудниками [12], В. И. Пасечник с сотрудниками [46], [18], [14], [45], Т. Боуэн [13]. В работе [14] исследовалось тепловое акустическое излучение свиного сала. Расчеты акустояростной температуры по формуле качественно совпали с результатами эксперимента при различных температурах. Также на свиной и говяжьей печени использовали акустотермометрический метод для измерений эффекта теплового воздействия при лазерной гипертермии [41], [47]. Исследуемый образец представлял из себя прямоугольный параллелепипед с характерным линейным размером в несколько сантиметров. Одна из граней образца находилась в акустическом контакте с АТ. Нагрев осуществлялся лазерным излучением с длиной волны 1,02 мкм, вводимым внутрь биоткани через волоконный световод. Нагрев проводили около 5 мин, мощность лазера меняли от 1,6 до 5 Вт. Как указано в работе [41], температура в образце повышалась на 100 К. Регистрацию изменений акустояростной температуры после выключения нагрева проводили в течение 20–30 мин с точностью до 5 К.

Наиболее актуальным объектом исследования являются биологические ткани человека. В работах [48], [46], [14], [45] проводили измерения теплового акустического излучения при нагреве или охлаждении разных частей (бицепса, кисти, икроножной мышцы) тела человека. Также было зарегистрировано повышение акустояростной температуры бицепса и мышц предплечья после физической нагрузки [46]. Заметим, что динамика нагрева бицепса при физической нагрузке подробно исследована с помощью СВЧ-радиометрии в работе [49]. При регистрации теплового акустического излучения кисти человека, погружаемой в воду при различной температуре, было показано [14], [50], что акустояростная температура ладони зависит от температуры воды. Это позволяет

отслеживать процессы терморегуляции в живом организме. В работе [48] охлаждали икроножную мышцу. С одной стороны ноги устанавливали АТ, к другой подносили охладитель, и в течение 15 минут проводили измерения акустоярковой температуры мышцы. По результатам измерений рассчитали коэффициент температуропроводности, значения которого по порядку величины оказались близки к общепринятым данным. В работе [51] обнаружили корреляцию между уровнем сахара в крови и акустоярковой температурой печени.

В работе [13] с целью опробования метода акустотермографии зарегистрировали изменение акустоярковой температуры акрилового образца, который предварительно выдерживали в воде при разных температурах (0 °С, 20° С и 38 °С). В работе [12] в течение 10 мин регистрировали изменение акустоярковой температуры предварительно охлажденного пластилинового диска, находящегося в аквариуме с водой при комнатной температуре. Температуру постепенно нагревающегося диска контролировали двумя терморезисторами, вставленными в диск на различной глубине.

В работе [46] опубликованы результаты аналогичных экспериментов с пластилиновым бруском в форме прямоугольного параллелепипеда. Пластилин нагревали с помощью залепленного в него сопротивления, через которое пропускали ток. Сопротивление помещали ближе к поверхности, что приводило к несимметричному распределению внутренней температуры. Приемник излучения перемещали вдоль поверхности пластилина, и акустоярковая температура бруса менялась в зависимости от того, из какой его части, ближней или дальней от сопротивления, снимался сигнал. Так как температура поверхности оставалась неизменной, то изменение акустоярковой температуры могло быть вызвано только влиянием внутренней температуры. Результаты приведенных экспериментов подтверждают интегральный характер акустоярковой температуры.

В работах В.И.Пасечника [14], [52] описываются измерения на модельных объектах: касторовом масле, глицерине, для которых характерна сильная температурная зависимость коэффициента поглощения γ . Рассматривали зависимость акустостоярковой температуры тела, нагретого относительно окружающей среды, от поглощения в нем, от его температуры и его толщины.

В работе [53] регистрировалась температура печени (которую прогревали с помощью лазерного излучения) в течение 5 мин 12-и канальным акустическим термометром.

В наших экспериментах также использовались различные модельные объекты: суспензия липосом (глава 3), говяжья печень (глава 4), пластилин (главы 5 и 6).

Обратные задачи акустотермографии

Задачи восстановления распределения глубинной температуры в биологическом объекте рассматривались теоретически [54], [55], [56], [57], [58], [59], [60], [50], [61], [62], [63], [64], [65], [66], [67] и экспериментально [68], [69], [70], [53], [71].

Группа В. И. Пасечника и, в настоящее время, А. А. Аносова (ИРЭ РАН) занималась и занимается теоретическими и экспериментальными исследованиями задач восстановления температурного распределения с 1992 года. Одним из основных теоретических результатов является оценка возможностей акустической термотомографии: за время измерений около 1 мин можно определять температуру в глубине (5 – 10 см) объекта с точностью до 0.5 – 1 К с пространственным разрешением около 1 см³ [62].

Учитывать уравнение теплопроводности при восстановлении распределения глубинной температуры по результатам акустотермометрических экспериментов предложил И. П. Боровиков (ИРЭ РАН) и др. [60]. Теоретически вопрос учета уравнения теплопроводности исследовали М. С. Босняков и Ю. В. Обухов (ИРЭ РАН) [65], В. И. Пасечник и К. М. Бограчев (ИРЭ РАН) [58]. Было предложено

решение обратной задачи акустической томографии с учетом априорной информации в виде уравнения теплопроводности с источником.

В России в настоящее время, помимо группы А. А. Аносова, вопросами восстановления температуры методом акустотермографии занимаются группы под руководством В. А. Булова (МГУ), В. И. Миргородского (ФИРЭ РАН, Фрязино) и А. Д. Мансфельда (ИПФ РАН, Н.Новгород). В. А. Булов с сотрудниками предложил "активно-пассивную томографию" с корреляционным приемом теплового акустического излучения [72]. Отличительной чертой его работы является то, что наряду с регистрацией собственного «пассивного» теплового излучения объекта предлагается использовать и внешние «активные» источники ультразвука. Это поможет восстанавливать не только температурное распределение, но и распределение коэффициента поглощения ультразвука в исследуемом объекте. В. И. Миргородский с сотрудниками предлагает для восстановления распределения температуры использовать корреляционную функцию давления теплового акустического излучения 4-го порядка [73]. А. Д. Мансфельд с сотрудниками занимается разработкой многоканальных акустотермографов [19]. Без многоканальности получение данных, необходимых для восстановления распределения глубинной температуры, невозможно.

В работе А. Д. Мансфельда и др. [53] экспериментально опробован метод восстановления стационарного температурного распределения по схеме близкой к схеме классической томографии. Стационарность в постановке задачи связана со значительным временем усреднения шумового теплового сигнала. При этом для определения расположения источника нагрева в исследуемом объекте использовали 12-ти канальный акустотермометр с механическим сканированием. Таким образом, решали двумерную задачу: источник нагрева был цилиндром, высота которого намного превышала ширину аппаратной функции акустотермометров. Измерения интенсивности теплового акустического излучения проводили с разных точек на поверхности объекта под разными углами.

Для восстановления использовался математический алгоритм алгебраической реконструктивной томографии [74]. Отметим также, что авторы исследовали возможности локации источников нагрева, но не ставили задачу определения температуры.

Результаты теоретических и экспериментальных исследований возможности использования фокусировки ТАИ для локализации тепловых источников в глубине объекта представлены группой А. Д. Мансфельда [75]. При этом предлагается перемещать по поверхности объекта фокусированный приемник ТАИ. Используемая в эксперименте сильная фокусировка позволяет достаточно точно определить глубину нагретой области и положение ее проекции на поверхность объекта (поверхностные координаты). Е.В. Кротовым с соавторами осуществлен синтез акустической линзы Френеля для акустотермометрии [76], продемонстрированы возможности акустического контроля внутренней температуры биологических объектов при лазерной гипертермии [71]. Отдельно необходимо отметить мультислотный акустотермометр, разработанный П. В. Субочевым (ИПФ РАН, Н.Новгород) [77], [78]. Прибор использовался в экспериментах, где восстанавливали глубинную температуру крыс, которые подвергались лазерной гипертермии.

Также интересной представляется работа А.Н. Резника и П. В. Субочева [79], посвященная теоретическому исследованию эффекта ближнего поля теплового акустического излучения в жидкостях. Эффект проявляется на расстояниях порядка длины волны (в мегагерцовом диапазоне - около 1 мм). Для медицинских приложений метода это явление не так существенно, но его фундаментальное значение - несомненно.

Восстановление распределения внутренней температуры исследуемого объекта по результатам измерений акустотермометрии на его поверхности является обратной задачей акустотермографии. Различают одномерные,

двумерные и трехмерные обратные задачи. Если распределение внутренней температуры и коэффициента поглощения зависит только от глубины объекта, т. е. исследуемую среду можно представить в виде параллельных поверхности объекта слоев, то восстановление температуры является одномерной обратной задачей. Так например, восстановление профиля внутренней температуры в кисти человека от ладони к тыльной стороне является одномерной обратной задачей [68].

При решении обратных задач акустотермографии следует опираться на уже известные методы реконструкции внутренних характеристик исследуемых, в том числе, биологических объектов [80], [81], [82], [83] и разработанные алгоритмы, восстанавливающие искомые характеристики объектов. Однако вид интегрального уравнения в исследованных задачах отличается от интегрального уравнения акустотермографии (2.4), поэтому выводы вычислительной томографии в акустотермографии напрямую быть использованы не могут. Необходимо разрабатывать новые методы восстановления глубинной температуры ткани и экспериментально подтверждать возможность их использования.

В работах [33], [38] показана принципиальная возможность решения одномерной обратной задачи методом мультиспектрального зондирования, то есть нахождения распределения внутренней температуры $T(z)$ по известной частотной зависимости акустотермической температуры $T_A(f)$ с помощью интегрального уравнения (2.3).

Примером двумерной обратной задачи может служить определение параметров нагретой области цилиндрической формы. Восстановление же пространственного распределения внутренней температуры – трехмерная обратная задача. Отметим, что для контроля медицинских процедур, сопровождающихся выделением тепла в тканях, необходимо решать трехмерные обратные задачи. Но с учетом и в предположении центральносимметричности задачи можно сформулировать задачу и меньшей размерности.

В работах [84], [85] предлагалось при решении обратной одномерной задачи в плоскостной среде использовать повороты АТ на разные углы.

По аналогии с методами, используемыми в компьютерной рентгеновской томографии, предложен вариант решения трехмерной обратной задачи как суммы двумерных задач [60].

В 1998 г. И. П. Боровиковым и др. [59] рассмотрена возможность при решении обратных задач акустотермографии использовать априорную информацию о том, что восстанавливаемое распределение внутренней температуры должно удовлетворять уравнению теплопереноса с учетом кровотока. В работе [58] рассмотрен регуляризирующий алгоритм, позволяющий восстанавливать пространственное распределение внутренней температуры объекта.

Обратная задача акустотермотомографии является некорректно поставленной задачей. Некорректность вызвана двумя причинами – шумом в измеряемом сигнале и высокой чувствительности решения к погрешностям исходных данных. Однако, возможность длительного интегрирования сигнала, его усреднения и тем самым снижения случайной ошибки измерения снижает степень некорректности. Из-за небольшой глубины проникновения акустического излучения в тело, построить томограф классической конфигурации, когда датчики расположены вокруг тела, невозможно. Поэтому интерес представляет определение характерных и актуальных параметров температурного распределения внутри биологического объекта – амплитуды температурного пика, его координат и размеров нагретой области по данным плоской матрицы или матрицы из датчиков, расположенных под некоторым углом друг к другу. При такой постановке задачи затруднено восстановление пиков температуры, расположенных друг за другом вглубь от поверхности тела, но в предположении единственной центрально-симметричной области повышения температуры (термоабляция, гипертермия) это не требуется.

При использовании различных способов сканирования, мы получаем набор исходных данных – акустостоярковую температуру, как функцию частоты приема, угла поворота, координаты акустоприемника и так далее. Восстановление по этой функции распределения внутренней температуры исследуемого объекта является решением обратной задачи акустотермографии.

При определении внутренней температуры живой ткани можно сформулировать два вида задач. Во-первых, можно поставить задачу – измерить внутреннюю температуру в заданных областях пространства с заданной точностью. Во-вторых, найти параметры заранее заданной функции, которая приближает вид реального распределения внутренней температуры. При решении этих задач поразному определяется множество корректности. В первом случае можно разбить исследуемую область на подобласти и искать температуру в каждой подобласти. При этом в пределах подобласти следует считать термодинамическую температуру и коэффициент поглощения постоянными. Во втором случае распределение внутренней температуры приближают или заранее выбранными функциями, или ищут параметры уже известной функции.

Использование дополнительных ограничений на восстанавливаемое температурное распределение – стандартный метод при решении обратных задач [83], [20], [22], [24]. В работах [59], [86], [21] предложен подход к задаче восстановления внутренней температуры, учитывающий, что, в силу особенностей функционирования биологических тканей в живом организме, искомое распределение внутренней температуры должно удовлетворять уравнению температуропроводности с учетом конвективного теплопереноса, обеспечиваемого кровотоком. В работах [58], [87], [60], [50] определены параметры пассивного акустического термотомаграфа, в котором распределение внутренней температуры приближают рядом непрерывных функций.

Восстановление вида функции в простейшем случае симметричной локальной области повышенной температуры (источника) возможно по показанию трех и

более датчиков с осями приема, проходящими на разных расстояниях от источника. Предположив вид функции и спроецировав все показания на одну условную ось, необходимо лишь восстановить параметры функции по соответствующему количеству точек.

Ограничения метода

Возможные характеристики акустического термотомографа определяются как физической природой самого пассивного сигнала – шумового сигнала низкой интенсивности с характерной длиной волны 1 мм, так и параметрами используемого акустоприемника, в частности размером приемного датчика.

1. Глубина определения температурного распределения оценивается величиной $\frac{1}{\gamma}$, где γ – коэффициент поглощения по мощности. На частоте около 2 МГц значения γ для мышечной ткани составляет порядка 0,5 см [88].

2. Рассеяние и отражение на границе ткань-вода пренебрежимо малы [18], что позволяет использовать для акустического контакта исследуемого объекта и акустоприемника обыкновенную воду или гель для УЗИ исследований.

3. Пространственное разрешение томографа также зависит от частоты и может быть оценено от 0,5 до 2 см.

4. Акустический сигнал имеет низкую интенсивность и шумовой характер. Поэтому для повышения соотношения сигнал/шум обязательно использовать метод накопления сигнала, т. е. усреднение сигнала в течение некоторого времени. В случае последовательного приема одним АТ время, требуемое для всех измерений, превышает все разумные пределы и неприемлемо для медицинских приложений. Таким образом, параллельный прием обязателен. Наилучший способ сбора данных – с помощью антенной решетки с одновременным приемом сигнала с нескольких направлений.

5. Необходимо использование априорной информации о температурном распределении. В практически важных случаях за времена, сопоставимые с временем интегрирования сигнала, эффект теплопередачи делает достаточно гладким распределение температур в теле исследуемого объекта.

6. Необходимо иметь в виду, что пространственное разрешение пассивных акустических методов всегда хуже пространственного разрешения активных акустических методов. Это вызвано физическими особенностями метода. Общее акустическое излучение из объекта является суммой излучений, идущих из разных участков исследуемой среды. Таким образом, бесконечно малый участок среды генерирует излучение бесконечно малой интенсивности, которое дает бесконечно малый вклад в акустическую температуру. Это явление, которое отсутствует в активной томографии, дает принципиальные ограничения пространственного разрешения метода.

В наших экспериментах, в отличие от ранее проведенных, восстанавливается динамика изменения температурного распределения, а не стационарное распределение. Это важно при проведении таких медицинских процедур как гипертермия и термоабляция.

Учет теплофизических свойств среды

В работе [60] проведен учет свойств среды и параметров кровотока: рассмотрен нагрев биологического объекта, т.е. практически важный случай процедуры гипертермии. Нагрев тканей длится около 30 мин, за которые глубинная температура организма успевает вырасти и установиться на некоторых постоянных значениях. Таким образом, возникает стационарная задача. В случае среды, однородной по своим теплофизическим характеристикам, стационарное уравнение температуропроводности в двумерном случае имеет вид:

$$T(x, y) - x_D^2 \nabla^2 T(x, y) = q(x, y) \quad (2.7)$$

где ∇^2 – оператор Лапласа, $x_D = \sqrt{\frac{\mu^2}{\eta}}$ – характерный размер, определяемый коэффициентом температуропроводности μ^2 и величиной удельного объемного кровотока η (количеством миллилитров крови, протекающих через 1 см^3 ткани за 1 с); $q(x, y)$ – пространственная плотность источников температуры. Определяемая для мышечной ткани величина x_D лежит в диапазоне $0,3 \div 1,6$ см (нижняя граница соответствует сильному кровотоку, верхняя – слабому), в печени и мозге – $x_D \approx 0,3$ см. Учет теплофизических свойств среды проводили, сведя задачу нахождения внутренней температуры к методу локальной регуляризации, при котором дополнительно минимизировали плотность $q(x, y)$ источников температуры [60].

Корреляционный прием теплового акустического излучения

Проводились теоретические [89], [90], [91], [92], [93], [94], [17], [94], [70], [95], [96], [97], [98], [99], [100] и экспериментальные [72], [73], [75], [101], [102] исследования корреляционного приема теплового акустического излучения парой датчиков.

Мы имеем два разных подхода к определению распределения температуры по координате: некорреляционный и корреляционный прием. Последний особенно интересен тем, что теоретически позволяет определить распределение температур в тканях с разрешением, лучшим, чем ширина диаграммы направленности акустоприемника. Кроме того, корреляционные измерения позволяют снизить время сканирования исследуемого объекта, что важно для медицинских приложений метода. Первые экспериментальные результаты были получены группой А. А. Аносова и В. И. Пасечника. В настоящее время

экспериментальными исследованиями корреляционного приема теплового акустического излучения занимаются несколько научных групп [101], [75], [73], [103], [104], [105], [106].

В работах В. А. Булова и др. [72], [107], [108], [109] представлены экспериментальные данные корреляционного приема ТАИ от нагретого и от охлажденного источника. С помощью двух приемников измерена временная корреляционная функция давления для неподвижного источника ТАИ. Для получения временной корреляционной функции измеряемые на двух приемниках сигналы (пропорциональные давлению ТАИ) сдвигают во времени друг относительно друга и перемножают. Если перемножать (без временного сдвига) сигналы от перемещаемого в пространстве источника, то можно получить пространственную корреляционную функцию. Обе функции осциллируют около нуля и однозначно связаны между собой. Представленный результат (временные корреляционные функции для нагретого и охлажденного источника меняются в противофазе) аналогичен полученному в группе В. И. Пасечника для пространственной корреляционной функции ТАИ от нагретой и охлажденной пластин.

Группой В. И. Миргородского опубликованы результаты экспериментальных исследований корреляционных свойств теплового акустического излучения мегагерцового диапазона частот. Измерена величина корреляции сигналов, принимаемых от нагретой относительно окружающей среды области пространства. Оказалось, что наблюдаемая величина корреляции принимаемых сигналов зависит от времени нагрева рабочего элемента излучателя - величина корреляции после включения нагрева вначале достигает максимума, а далее уменьшается практически до нуля. Это было объяснено при учете зависящего от времени распределения температуры внутри рабочего тела излучателя – в начале нагрева существенно неоднородного, а со временем практически однородного. Численные расчеты температурных распределений и учет эффекта декорреляции,

связанного с протяженностью источника излучения, позволили достичь количественного согласования выводов теории и результатов экспериментов.

Математический аппарат, позволяющий восстанавливать параметры множества источников повышенной температуры, находящихся в ограниченной области пространства, с помощью корреляционного приема, разработан В. И. Миргородским, В.В. Герасимовым, С.В. Пешиным и описан в работе [90].

Стационарная картина интерференции некогерентного излучения наблюдается при условии малости разности хода интерферирующих лучей по сравнению с длиной когерентности излучения, что позволяет получать информацию о 3-х мерных распределениях в пространстве интенсивности источников эмиссии некогерентного излучения. Главным требованием к параметрам излучения для реализации такого зондирования является малость длины когерентности L_k по сравнению с требуемым пространственным разрешением Δr .

Рассмотрена область пространства V , в котором сосредоточено некоторое количество источников некогерентного излучения, распространяющегося со скоростью c и затуханием a . Мгновенные амплитуды эмиссии источников излучения представлены скалярной вещественной функцией $N(r, t)$. Координаты приемников излучения r_i ($i=1, 2, \dots$) не принадлежат области V . Тогда значение сигнала в точках r_i с учетом поглощения и ослабления интенсивности может быть записано как:

$$S_i(t) = \int_V N(r, t - \frac{|r - r_i|}{c}) \frac{e^{-\gamma|r - r_i|}}{|r - r_i|} d^3r \quad (2.8)$$

В случае, если два сигнала $S_i(t)$ и $S_j(t)$ некоррелированы, их произведение будет случайной величиной со случайным знаком. В таком случае интегрирование этого произведения по достаточно большому промежутку времени в соответствующем

приближении даст нулевой результат. Отличие этого интеграла от нуля характеризует сам факт и степень коррелированности сигналов $S_i(t)$ и $S_j(t)$.

В работах Миргородского В.И. и сотрудников, в частности, в работе Герасимова В.В. [41] для корреляционной обработки сигнала использована корреляционная функция второго и четвертого порядка.

Корреляционная функция ТАИ второго порядка

Для корреляционного анализа принимаемого сигнала введена корреляционная функция второго порядка:

$$\tilde{N}_{ij}(\tau_{ij}) = \int_{-\infty}^{+\infty} S_i(t) S_j(t - \tau_{ij}) dt, \quad (2.9)$$

где τ_{ij} – вводимая задержка между i -м и j -м сигналами. Если L_t – длина корреляции термодинамических флуктуаций температуры среды, определяемая

выражением $L_t = \sqrt{\frac{2\chi}{\omega}}$, где χ – температуропроводность среды, а ω – круговая

частота флуктуаций [110], то для относительно низкой частоты 1 МГц и при

высокой для конденсированного состояния температуропроводности $\chi = 1 \frac{\text{мм}^2}{\text{мин}}$

значение $L_t : 6 \cdot 10^{-3}$ см. Для определения распределения температуры в тканях

человека это значение значительно меньше требуемого пространственного разрешения Δr , что дает основания считать излучение различных (отстоящих друг от друга более чем на L_t) точек пространства некоррелированным. Длина

когерентности $L_k = \frac{c}{\Delta f}$ в жидкой среде ($c = 1500$ м/с) для полосы пропускания

1 МГц составляет 1,5 мм, что также меньше практически актуального предела разрешения. Значение корреляционной функции определяется источниками,

располагающимися на поверхности гиперboloида, от каждой точки которого разность хода до приемников, расположенных в точках r_i и r_j равна $c\tau_{ij}$, где c – скорость распространения сигнала. Наличие n приемников в различных точках пространства, позволяет получить $\frac{n!}{2(n-2)!}$ парных сочетаний сигналов и соответствующих корреляционных функций $k_i k_j C_{ij}(\tau_{ij})$. Полученная система относится к типу уравнений Фредгольма 1-го рода, трудно поддающихся решению.

Корреляционная функция ГАИ четвертого порядка

В работах [41], [111] для восстановления внутренней температуры предлагали измерять корреляционную функцию теплового акустического излучения четвертого порядка:

$$\tilde{N}_{ijkl}(\tau_{ij}, \tau_{ik}, \tau_{il}) = \int_{-\infty}^{+\infty} S_i(t) S_j(t + \tau_{ij}) S_k(t + \tau_{ik}) S_l(t + \tau_{il}) dt, \quad (2.10)$$

где τ_{ij} , τ_{ik} , τ_{il} – вводимые задержки j -го, k -го, l -го каналов относительно i -го.

Корреляционная функция четвертого порядка аналогично корреляционной функции второго порядка сводится к

$$\begin{aligned} & \tilde{N}_{ijkl}(\tau_{ij}, \tau_{ik}, \tau_{il}) = \\ & = \int_{V_{ijkl}} \frac{e^{-\gamma(|r-r_i|+|r-r_j|+|r-r_k|+|r-r_l|)}}{|r-r_i| |r-r_j| |r-r_k| |r-r_l|} \langle N^4(r) \rangle d^3r \equiv k_i k_j C_{ij}(\tau_{ij}), \end{aligned}$$

где V_{ijkl} – область пространства, образованная пересечением трех гиперboloидов:

$$|r-r_i| - |r-r_j| = c\tau_{ij},$$

$$|r-r_i| - |r-r_k| = c\tau_{ik},$$

$$|r-r_i| - |r-r_l| = c\tau_{il}.$$

Область V_{ijkl} является точкой, а интегрирование сколь угодно сложного выражения по точке тривиально. Поскольку тепловые колебания в равновесии, как известно, имеют Гауссовскую статистику, в соответствии с теоремой о моментах для действительных Гауссовских случайных переменных, корреляционную функцию 4-го порядка можно представить в виде суммы попарных произведений корреляционных функций второго порядка.

$\langle N^4(r) \rangle$ пропорционально квадрату температуры и равно ему при соответствующей калибровке. Задавая различные времена задержки τ_{ij} , τ_{ik} , τ_{il} и находя корреляционные функции второго порядка, можно определять значение температуры в различных точках. Имея более чем четыре приемника, можно получать $\frac{n!}{4!(n-4)!}$ вариантов комбинаций приемников по четыре и соответствующее количество способов определить $T(x, y, z, t)$.

Для проверки этого метода был использован модельный эксперимент [41], в котором с помощью четырех микрофонов удалось локализовать громкоговоритель размером около 50 см, излучающий шумовой сигнал. При этом характерный размер восстановленного пространственного распределения интенсивности излучения по уровню 0,5 от максимума оказался приблизительно в 2,5 раза больше (120 см). Подобное увеличение размеров области шумового источника получили и в численных экспериментах.

Все эксперименты по корреляционному приему теплового акустического излучения проводились парой датчиков. В наших экспериментах использована линейка из четырех датчиков (глава 6).

Постановка задачи

Целью настоящей работы является определение глубинного распределения температуры в модельных объектах с помощью корреляционного и

некорреляционного приема теплового акустического излучения. Эти объекты имитируют свойства биологической ткани при процедурах гипертермии и термоабляции. При этом упор делается на динамическое картирование распределения глубинной температуры. Именно динамическое восстановление температуры важно при мониторинге нагрева тканей организма человека.

В работе будет показано, что акустотермография позволяет восстанавливать параметры меняющегося во времени пространственного распределения глубинной температуры – положение и размер нагретой области с точностью 2-3 мм за время интегрирования сигнала 10 с при температурном контрасте 10 К, что свидетельствует о принципиальной возможности применения акустотермометрии в клинической практике.

ГЛАВА 3. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ИЗМЕНЕНИЯ КОЭФФИЦИЕНТА ПОГЛОЩЕНИЯ СРЕДЫ ПО ИЗМЕНЕНИЮ АКУСТОЯРКОСТНОЙ ТЕМПЕРАТУРЫ

Введение. Восстановление глубинной температуры в среде возможно в предположении об однородности коэффициента поглощения. В противном случае необходимо разработать методику одновременного восстановления как распределения коэффициента поглощения по тканям, так и распределения глубинной температуры. В настоящее время эта задача в общем виде не решена. В этой связи встает вопрос о необходимости учета неоднородности коэффициента поглощения по глубине мягких тканей или возможности пренебречь этой неоднородностью. Нами была проведена серия измерений коэффициента поглощения модельного объекта при изменении его акустоярковой температуры [112], [113], [114]. Представленные результаты получены мной в соавторстве с А. А. Аносовым, Ю. Н. Барабаненковым, Ю. А. Лессом, А. С. Казанским.

Материалы. Объектом исследования были выбраны модельные мембраны – многослойные липосомы, приготовленные стандартным образом из сухих фосфолипидов димиристоилфосфатидилхолина (ДМФХ) и дипальмитоилфосфатидилхолина (ДПФХ) путем их встряхивания в дистиллированной воде. Концентрации ДМФХ и ДПФХ составляли 40 мг/мл и 25 мг/мл, соответственно. В подобных условиях температура фазового перехода ДМФХ составляет 24 °С, а ДПФХ – 41,5 °С [115]. Количество тепла, необходимое для осуществления перехода, составляет 6,5 и 8,7 ккал/моль, соответственно. При понижении температуры мембраны в липосомах переходят из жидкокристаллического состояния в гель-состояние, при повышении температуры происходит обратный процесс. И в том, и в другом состояниях модельная мембрана остается двуслойной. При фазовом переходе меняется толщина мембраны (в гель-состоянии мембрана немного толще) и плотность упаковки молекул (площадь на одну молекулу на поверхности мембраны больше в жидкокристаллическом состоянии).

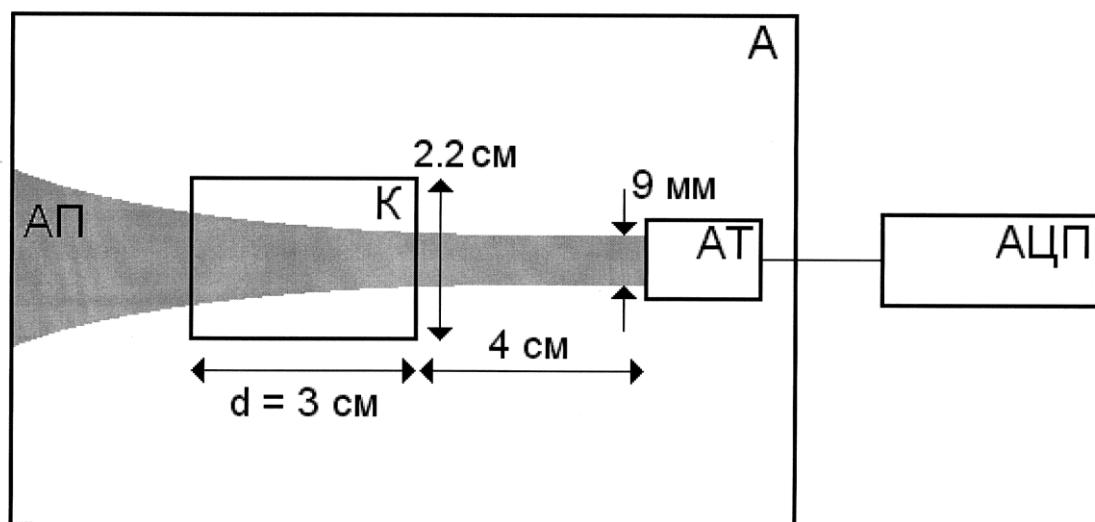


Рисунок 3.1: Схема измерения теплового акустического излучения при фазовом переходе липидов.

Метод. Схема эксперимента представлена на рисунке 3.1. Измерения проводили в аквариуме размером $43 \times 43 \times 15$ см³, заполненном водой. Приемник акустических сигналов – акустотермометр АТ, разработанный группой С.Н.Антонова и В. И. Миргородского [73] – имел следующие параметры: средняя частота приема – 1,8 МГц, полоса пропускания – 350 кГц, диаметр приемника – 9 мм. Сигнал усиливался и подавался на 12-ти разрядный АЦП с максимальной частотой дискретизации 30 МГц. Коэффициент потерь акустотермометра составлял около 2,5. Т.е. при увеличении интенсивности полезного сигнала (температуры исследуемого объекта) на 10% измеряемый сигнал возрастал на 4%.

На акустической оси акустотермометра на расстоянии 4 см устанавливали исследуемый объект: кювету К с суспензией липосом из ДМФХ или из ДПФХ, с водой или с пластилином. Кювета представляла собой цилиндр длиной $d = 3,0$ см и диаметром 2,2 см с боковой поверхностью из пластмассы и основанием из тонкой акустически прозрачной пленки (латекса). Размеры кюветы были подобраны так, чтобы апертура приемника АП полностью проходила сквозь кювету, не пересекая боковой поверхности. Кювету предварительно нагревали или охлаждали относительно аквариума на температуру ΔT , после чего помещали в аквариум и проводили акустические измерения в течение 5 мин. За это время температура кюветы практически успевала сравняться с температурой аквариума, которую контролировали ртутным и электронным термометрами. Погрешность измерения температуры не превышала 0,3 К.

Мы также провели измерения поглощения ультразвука суспензией липосом из ДПФХ и из ДМФХ активным способом при разных температурах. Для этого в измерительную схему добавили пьезопреобразователь, на который подавали гармонический сигнал частотой 1,8 МГц от генератора Г6-34. Сигнал из пьезопреобразователя проходил через кювету и регистрировался акустотермометром. Температуры кюветы и аквариума совпадали. Подобные

измерения проводили и для кюветы с водой, что позволяло определить коэффициент пропускания сигнала для кюветы с суспензией липосом.

Калибровка акустотермометра. Акустотермометр измеряет давление тепловых акустических волн, пришедших к приемнику из аквариума. Это шумовой сигнал, нормально распределенный относительно нуля. Определяемой величиной является квадрат давления. Для получения данных достаточно использовать частоту АЦП 400 кГц (эта величина определяется полосой пропускания акустотермометра). Если квадрат измеряемого давления проградуировать в градусах, то получится акустоярковая температура [14]. Для калибровки использовался пластилин – акустическое черное тело. Полученная при этом акустоярковая температура определяется температурой пластилина. Для представления результатов удобнее использовать инкремент акустоярковой температуры ΔT_A , который равен разности акустоярковой температуры кюветы и термодинамической температуры аквариума. Если считать, что температура во всем объеме кюветы постоянна, то инкремент акустоярковой температуры определяется выражением:

$$\Delta T_A = \Delta T [1 - e^{-\alpha d}], \quad (3.1)$$

где ΔT – разность температур кюветы и аквариума (эта величина в процессе эксперимента меняется со временем), α – коэффициент поглощения по интенсивности ультразвука веществом в кювете. Величина $e^{-\alpha d}$ является коэффициентом пропускания, а выражение в квадратных скобках $[1 - e^{-\alpha d}]$ удобно назвать “чернотой” кюветы. Если кювета содержит пластилин, то ее “чернота” равна единице, а инкремент акустоярковой температуры равен разности температур пластилина и воды в аквариуме. В другом крайнем случае, если кювета содержит слабопоглощающую жидкость, например, воду, то инкремент акустоярковой температуры близок к нулю.

Поскольку измеряемый сигнал является шумовым, для получения более точных результатов требуется усреднение. Мы усредняли по времени (за 1 с или по $4 \cdot 10^5$ отсчетам) и по ансамблю, проводя несколько аналогичных измерений. Временные зависимости инкремента акустостоярковой температуры приближали экспонентами $\Delta T_A \approx A_1 e^{-A_2 t}$, где A_1 и A_2 – определяемые коэффициенты, t – время. Для аппроксимации использовали метод наименьших квадратов. Коэффициент A_2 определяется характерным временем изменения температуры пластилина, и в данной задаче не играет существенной роли. Существенную информацию несет коэффициент A_1 – он позволяет определить искомый калибровочный множитель, равный отношению $A_1 (EMP^2) / \Delta T$ (град), где EMP, единицы младшего разряда – обозначение, используемое при цифровой обработке сигналов. Усреднение полученных данных для калибровочных множителей позволяют оценить погрешность измерений – калибровочный множитель равен $12,1 \pm 0,4 \text{ EMP}^2 / \text{град}$ (см. рис. 3.2).



Рисунок 3.2: Калибровочные кривые. Зависимости (1-4) инкремента акустяркостной температуры акустического черного тела (пластилина) от времени при различных температурах аквариума (22,1; 33,4; 13,0; 19,0 °C) и начальных температурах пластилина (28,5; 12,3; 32,5; 36,3 °C, соответственно).

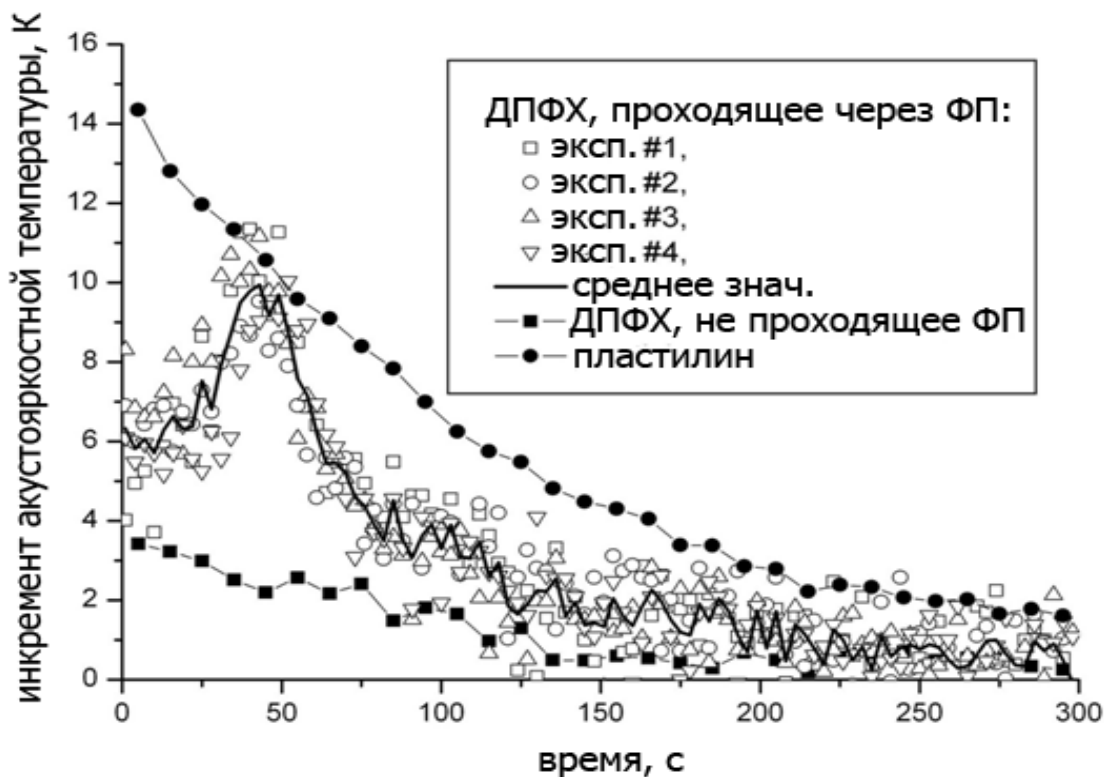


Рисунок 3.3а: временная зависимость акустостойкой температуры кюветы с липосомами из ДПФХ. Во всех экспериментах температура аквариума 20 °С. Для ДПФХ, не проходящего через ФП (фазовый переход), а также для пластилина начальная температура кюветы составляет 36 °С (эти кривые являются результатом усреднения данных 4 экспериментов). Для ДПФХ, проходящего через ФП (эксп. № № 1 - 4) начальная температура кюветы составляет 51 °С (кривая "среднее значение" является результатом усреднения данных 4-х экспериментов).

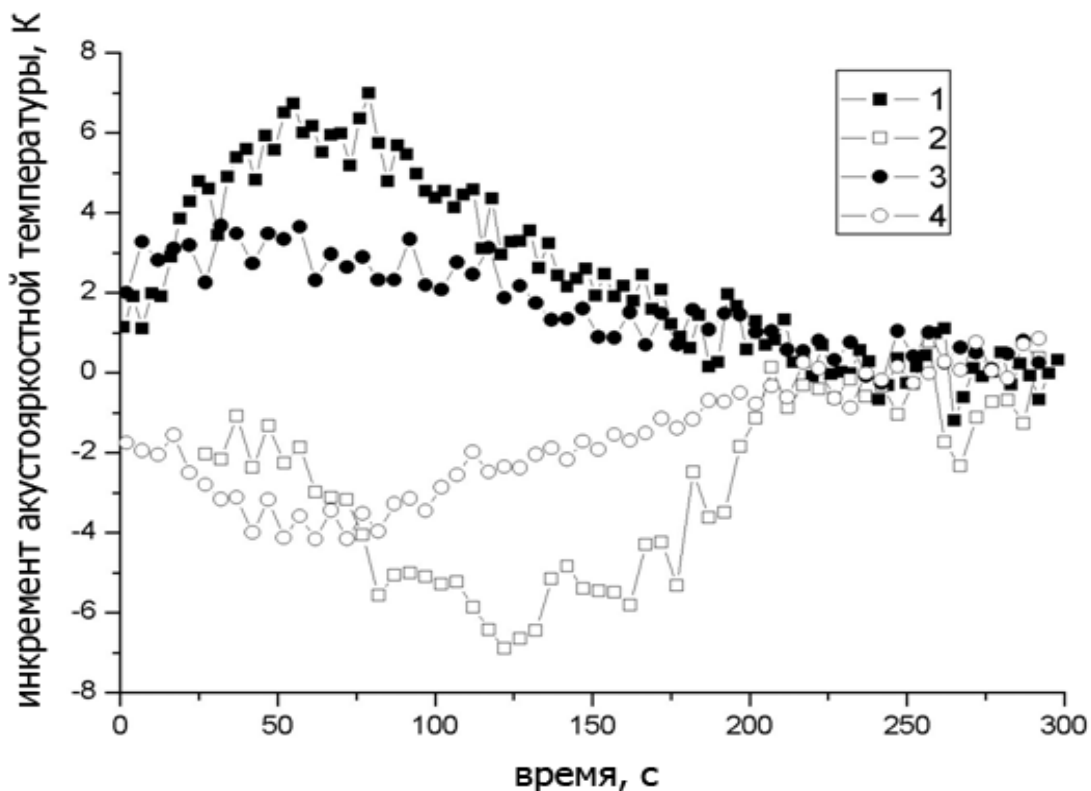


Рисунок 3.3б: временная зависимость акустяркостной температуры кюветы с липосомами из ДМФХ. (1) начальная температура кюветы 32 °С, температура аквариума 14 °С, (2) начальная температура кюветы 14 °С, температура аквариума 34 °С, (3) начальная температура кюветы 29 °С, температура аквариума 19 °С; (4) начальная температура кюветы 19 °С, температура аквариума 29° С (кривые 1, 3, 4 являются результатом усреднения по 4-м экспериментам, а кривая 2 является результатом усреднения по 3-м экспериментам).

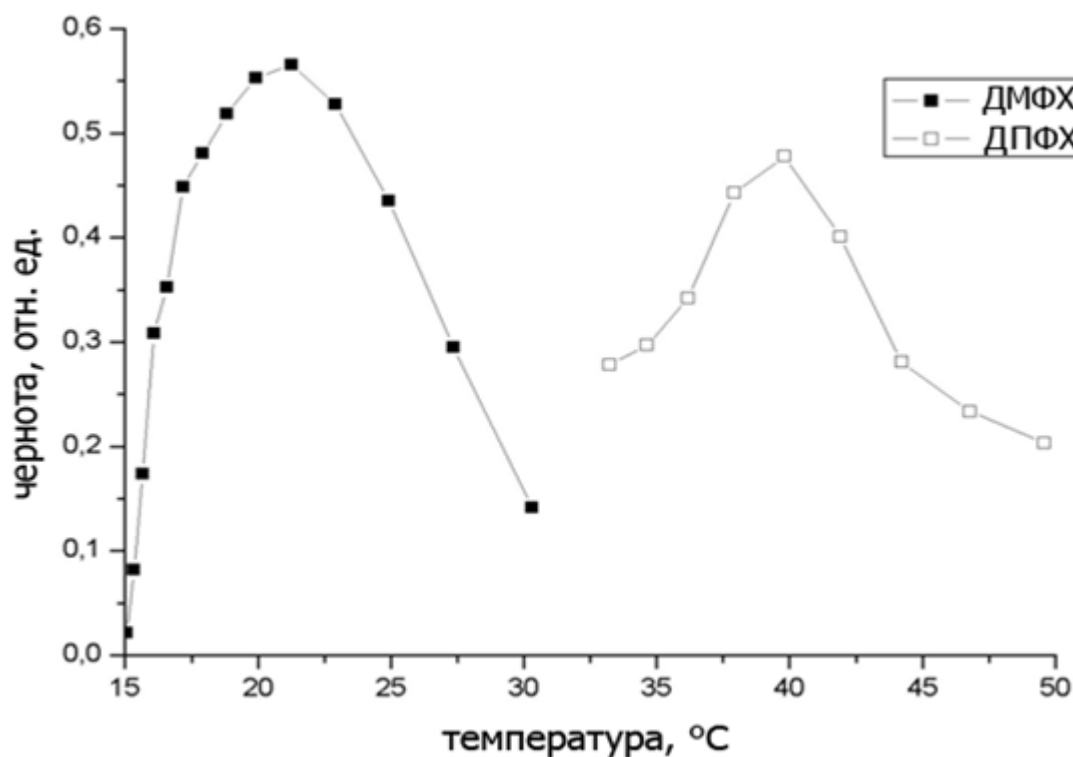


Рисунок 3.4: Зависимость черноты кюветы от температуры, для кювет с липосомами из ДПФХ и ДМФХ.

Табл. 3.1

липид	разница ТФП и аквариума, град	“чернота” кюветы при ТФП, эксперимент	ΔT_A , эксперимент, град	ΔT_A расчет по формуле 3.1, град
ДПФХ	21,3	$0,65 \pm 0,1$	$10,0 \pm 0,2$	14 ± 2
ДМФХ	10,2	$0,6 \pm 0,1$	$5,0 \pm 0,2$	6 ± 1
ДМФХ	2,6	$0,6 \pm 0,1$	$1,5 \pm 0,1$	$1,6 \pm 0,3$
ДМФХ	-11,0	$0,6 \pm 0,1$	$-5,0 \pm 0,3$	-7 ± 1

Результаты и обсуждение. Временные зависимости инкремента акустостоярковой температуры $\Delta T_A(t)$ для ДПФХ и ДМФХ липосом показаны на рис. 3.3. Мы

измерили шумовой сигнал и получили усредненные значения экспериментальных данных. Например, чтобы получить кривые, обозначенные "ДПФХ не проходит через фазовый переход" и «пластилин» на рис. 3.3а, эксперимент был повторен 4 раза, и сигналы были усреднены в течение 10 с. Во всех экспериментах с липосомами (за исключением эксперимента, представленного кривой с пометкой "ДПФХ не проходит через фазовый переход» на рис. 3.3а) наблюдался фазовый переход липидов. Видно, что в каждом случае интенсивность термоакустической эмиссии проходила через экстремум (минимум или максимум). Эти эффекты обусловлены увеличением поглощения ультразвука в среде при фазовом переходе. Если кювета в начале эксперимента была теплее, чем вода в аквариуме (кривые "эксп. №№ 1 - 4", "Среднее" в рис. 3.3а), увеличение поглощения вызывало увеличение термоакустической эмиссии. Если кювета была холоднее, чем в резервуаре (см. кривые 2, 4 на рис. 3.3б), увеличение поглощения вызывало снижение интенсивности термоакустической эмиссии. Как видно на рис. 3.3б, экстремальные значения температуры различны для различных типов липосом. Эти значения определяются разницей температур фазового перехода липидов (41,5 °С для ДПФХ и 24 °С для ДМФХ) и температуры аквариума. Чем больше эта разница, тем больше абсолютная величина инкремента акустостойкостной температуры (для сравнения кривые 1 и 3 или 2 и 4 на рис. 3.3б). Начальная разница температур кюветы ячейки и аквариума определяет момент времени, когда наблюдается экстремум (в момент достижения температуры фазового перехода липидов).

Используя экспериментальные данные, мы можем вычислить зависимость черноты кюветы от температуры (см. рис. 3.4). Видно, что максимумы черноты для ДПФХ и ДМФХ липосом соответствуют температурам фазовых переходов для этих липидов. Расчетные значения коэффициентов поглощения во время фазовых переходов $0,28 \text{ см}^{-1}$ для ДМФХ липосом и $0,22 \text{ см}^{-1}$ для ДПФХ липосом. Эти результаты хорошо согласуются с опубликованными данными. Например, в

работе [116] получили значения поглощения для ДПФХ и ДМФХ липосом $\alpha\lambda/2c = 0,5$ мл/г и $0,41$ мл/г, соответственно (для многослойных липосом в дистиллированной воде, концентрации липидов 10 мг / мл; частота около 2 МГц, λ - длина волны, c - концентрация липидов). Зная концентрации липидов в нашем эксперименте и используя опубликованные данные, можно вычислить коэффициенты поглощения. Получается $0,3$ см⁻¹ и для ДМФХ, и для ДПФХ липосом. Это число несколько выше, чем в нашей работе.

Это можно объяснить тем, что температура внутри кюветы не является равномерной. Температура в части кюветы, которая близка к прозрачной пленке не та же, что в центре кюветы и, следовательно, фазовый переход для всех липидов происходит не одновременно. Но помещая кювету в дополнительные промежуточные ванны, можно уменьшить ширину максимумов и увеличить чувствительность метода. Чувствительность может быть также улучшена за счет увеличения времени измерения. Результаты, полученные в экспериментах, позволяют сделать некоторые выводы относительно акустической эмиссии в процессе фазового перехода липидов. Сравните кривые 3 и 4 на рис. 3.3б. Если бы была какая-либо дополнительная акустическая эмиссия, кривые не были бы симметричными относительно нуля. Но, как видно, они симметричны (в пределах погрешности). Таким образом, можно констатировать, что измеряемый сигнал определяется исключительно тепловым акустическим излучением, и изменение его интенсивности в процессе фазового перехода обусловлено только увеличением поглощения. Для количественного подтверждения этого предположения предлагается сравнить экспериментальные данные для инкрементов акустической температуры и расчетные величины, полученные по формуле 3.1. Экспериментальные и расчетные данные приведены в табл. 3.1. Если экспериментальные и расчетные величины близки, то наблюдаемый эффект определяется тепловым излучением. Согласно выражению (3.1) инкремент акустической температуры кюветы в области фазового перехода липидов

определяется разностью между температурой фазового перехода (ТФП) липидов и температурой аквариума (см. столбец 2 в табл. 3.1) и поглощением ультразвука в кювете или “чернотой” кюветы. Результаты измерения “черноты” кюветы при ТФП липидов, проведенные активным способом, указанным выше, представлены в третьем столбце табл. 3.1. В четвертом и в пятом столбцах показаны максимальные отклонения инкрементов акустостоярковой температуры, полученные экспериментально и рассчитанные по формуле 3.1, исходя из данных второго и третьего столбцов. Как видно из табл. 3.1 экспериментальные данные близки к расчетным значениям инкремента ΔT_A , но существует систематический сдвиг – экспериментальные данные по модулю несколько ниже расчетных. Этот результат можно объяснить следующим образом. “Чернота” кюветы с липосомами определялась в условиях, когда температура кюветы и аквариума совпадали. Т.е. температура всей кюветы с липосомами была равна ТФП, и поглощение ультразвука было максимальным. При регистрации собственного излучения температура внутри кюветы немного менялась от краев к центру. При этом некоторая часть кюветы имела температуру, не совпадающую с ТФП, что приводило к уменьшению ее “черноты” и, следовательно, к снижению интенсивности теплового излучения.

Пользуясь представленными результатами, проанализируем, как меняется акустическое излучение суспензии липосом из ДМФХ при разных условиях. Кюветы с липосомами охлаждали и нагревали при двух разных значениях температуры аквариума. При охлаждении в момент фазового перехода разность термодинамических температур кюветы и аквариума была разной. Чем больше эта разность, тем больше тепловое акустическое излучение (инкремент акустостоярковой температуры), что мы и видим в эксперименте. Если же начальная температура кюветы ниже, чем температура аквариума, и кювета прогревается, то в области фазового перехода возникает минимум интенсивности теплового акустического излучения, что мы и видим в эксперименте. Этот эффект

требует некоторого комментария. Акустотермометр получает сигнал из кюветы и из всего аквариума. Температура кюветы ниже, чем температура аквариума. Если кювета пропускает акустические сигналы, то акустотермометр регистрирует больший сигнал из аквариума, т.к. температура аквариума высока. Если кювета достаточно “черная”, то сигнал из аквариума поглощается в кювете, то акустотермометр регистрирует меньший сигнал из кюветы, т.к. температура кюветы мала. Этот случай и наблюдается при нагреве кюветы с липосомами из ДМФХ.

Выводы. Таким образом, нами зарегистрировано изменение акустического излучения суспензии многослойных липосом при фазовом переходе липидов и показано, что это изменение теплового излучения. Причиной усиления тепловой эмиссии является увеличение поглощения в липосомах при фазовом переходе, которое описано в литературе (см, например, [117]).

Нетепловые источники акустического излучения в мегагерцевом диапазоне

Введение. При исследовании в мегагерцевом диапазоне теплового акустического излучения биологических объектов возникает вопрос о возможности существования нетепловых источников сигнала, которые могли бы давать вклад в акустотермометрическую температуру биологических объектов и затруднять определение термодинамической температуры. В качестве модельных ситуаций нами рассмотрены таяние льда и образование пузырей в воде.

При этом возникает акустическая эмиссия, которую можно надежно зарегистрировать акустотермометром. Параметры акустического сигнала и в том, и в другом случае схожи: длительность более десятка микросекунд, величина превышает тепловое излучение в несколько раз. Частота возникновения сигналов различна – десятки импульсов в минуту (при таянии льда) и сотни импульсов в секунду (при образовании пузырей). Акустические сигналы, идущие из организма

человека, частоты которых лежат в звуковом диапазоне, хорошо изучены. Источник акустических сигналов в мегагерцовом диапазоне – тепловое излучение. Регистрация возможной нетепловой акустической эмиссии в области высоких частот позволит получить существенную медико-биологическую информацию, но наличие такой эмиссии необходимо доказать экспериментально. В качестве модельных объектов использованы: 1) лед в воде (при таянии льда возникают акустические сигналы); 2) таблетки, которые, если их поместить в воду, генерируют множество пузырей. Выбор модельных объектов связан со следующими обстоятельствами. Во-первых, в биологии рассматривается роль изменения фазовых состояний фосфолипидов в функционировании клеточных мембран [117], [118]. Как известно, фосфолипиды, которые составляют основу биологических мембран, могут находиться в двух фазовых состояниях. При физиологических условиях это жидкий кристалл, который может перейти в гель-состояние при понижении температуры или при изменении химического окружения, например, при добавлении ионов Ca^{+2} . Во-вторых, в результате жизнедеятельности биологических объектов в некоторых случаях возможен разрыв клеточных мембран – процесс, который до некоторой степени подобен разрыву тонких водных пленок пузырей. При этом возникают акустические сигналы, которые могут сопровождать и разрушение клеточных мембран. Однако в экспериментах акустический шум, сопровождающий интенсивный процесс разрушения мембран эритроцитов крови при добавлении в кровь дистиллированной воды, зарегистрировать не удалось. Акустическую эмиссию при таянии льда наблюдали в лабораториях А. Д. Мансфельда (ИПФ РАН) и В. И. Миргородского (ФирЭ РАН). Акустические сигналы, возникающие при разрыве тонких водных пленок пузырей, были измерены и проанализированы В. И. Пасечником и А.В. Ерофеевым [37]. В наших исследованиях мы опирались на полученные ранее данные, но использовали возможности современной высокочастотной регистрации сигнала, что позволило получить новые результаты. Представленные

результаты получены мной в соавторстве с А. А. Аносовым и А.П. Козловым [119].

Схема измерений. Источник эмиссии (куски льда различной массы в среднем около 300 мг и таблетки УПСАРИН-УПСА с витамином С, "УПСА Лаборатории" Франция, компания "Бристол-Майерс Сквибб") помещали в область апертуры акустотермометра на расстоянии нескольких сантиметров от поверхности приемника. Заметим, что используемая схема измерений предполагает регистрацию только коротких сигналов (характерное время около 0,5 мкс) в достаточно узком частотном диапазоне, что не дает возможности измерить спектр акустической эмиссии. Однако для получения начальной опорной точки в спектре подобная схема вполне приемлема.

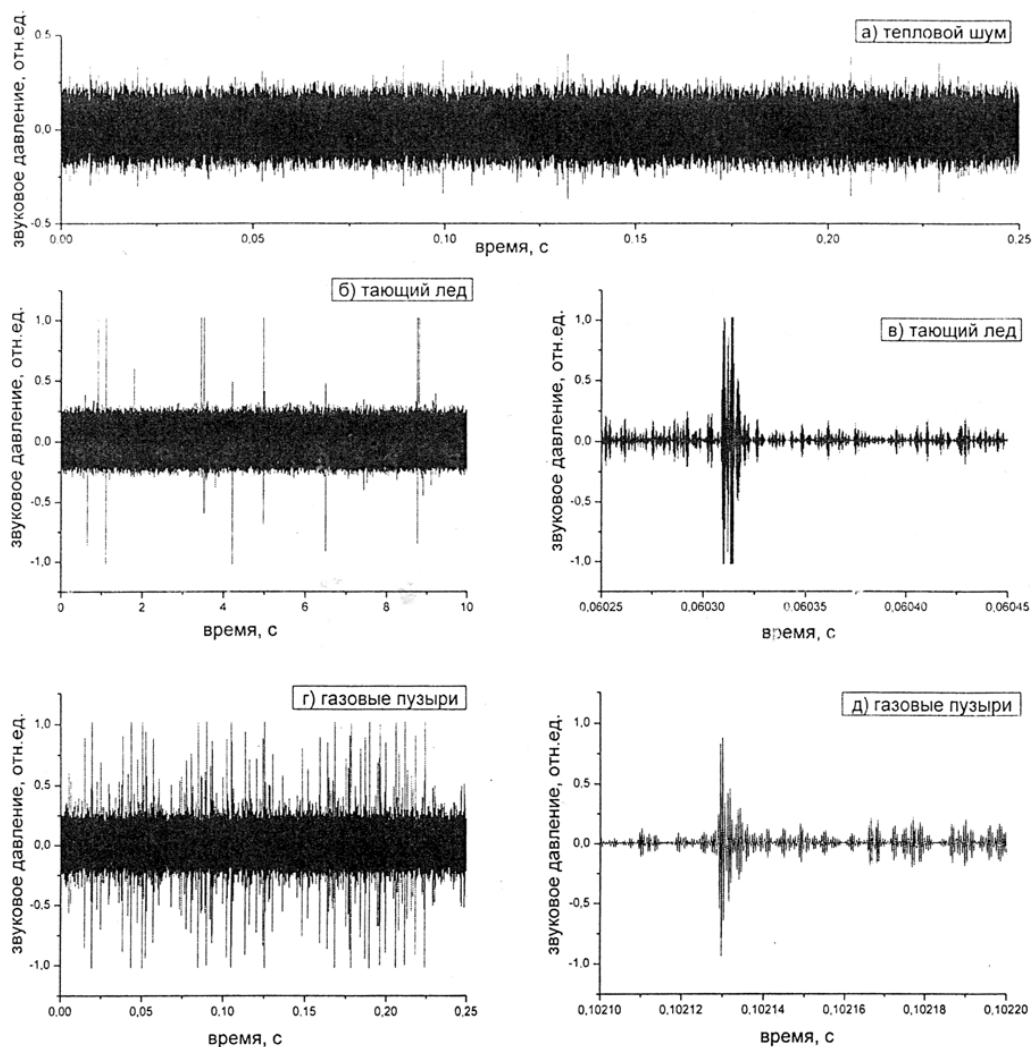


Рисунок 3.5. Акустическая эмиссия модельных объектов в мегагерцовом диапазоне.

Экспериментальные результаты и их обсуждение. На рисунке 3.5 представлены типичные экспериментальные записи. На графике а) изображен сигнал теплового акустического излучения, который нормально распределен относительно нулевого давления. Ниже приведены результаты измерения акустической эмиссии, возникающей при таянии льда. На графике б) на фоне теплового шума видны отдельные значительные акустические сигналы. Это дает возможность оценить частоту возникновения импульсов – около 1 импульса в секунду. На графике в) сигналы представлены в крупном масштабе. Это дает

возможность оценить длительность одного импульса – около 20 мкс. На самых нижних графиках рисунка представлены результаты измерения акустической эмиссии, возникающей при образовании газовых пузырей. Отметим, что в этом эксперименте в апертуре приемника находилась таблетка, с поверхности которой вверх уходили пузыри, но не граница вода-воздух, где они лопались. То есть акустическая эмиссия возникает не только при разрыве пленки пузыря, как показано в работе [37], но и при образовании пузырей. График г) дает возможность оценить частоту возникновения импульсов – около 250 импульсов в секунду. Визуальные наблюдения показывают, что это число близко к количеству пузырей, образовавшихся за 1 с. График д) позволяет оценить длительность одного импульса – около 10 мкс. Отметим, что использование высокочастотного АЦП позволило подробно рассмотреть отдельные акустические сигналы, что важно для определения их параметров.

Обсуждение. Значение измеренного давления можно получить, используя соотношение (2.2):

$$\langle p^2 \rangle = \frac{\rho c k T \Delta f}{S},$$

где $\langle p^2 \rangle = \sigma^2$ – средний квадрат давления, вызванного тепловым акустическим излучением тела, нагретого до температуры $T = 290$ К; $\rho = 1000$ кг/м³ – плотность воды; $c = 1500$ м/с – скорость звука в воде, k – постоянная Больцмана; $S = \pi \frac{a^2}{4} = 0,64$ см² – площадь приемника. В результате расчетов получаем, что среднеквадратическое значение давления, приблизительно равное 1/6 от величины шумовой дорожки, составляет около $6 \cdot 10^{-3}$ Па. Из графиков же видно, что максимальное давление нетепловой акустической эмиссии (как при таянии льда, так и при образовании пузырей) превышает шумовую дорожку приблизительно в 1,5 раза, т. е. составляет около $50 \cdot 10^{-3}$ Па.

Для оценки параметров акустической эмиссии мы использовали выражение для давления p акустической волны, создаваемого объемным источником звука на расстоянии $r \approx 5$ см от источника [120]:

$$p = \frac{\rho V''}{4\pi r}, \quad (3.2)$$

где V'' – вторая производная по времени изменения объема источника. Оценим величину переместившегося объема V , вызвавшую зарегистрированную эмиссию. Для этого будем считать, что вторая производная объема приближенно равна

$$V'' \approx (2\pi f)^2 V$$

В результате получаем, что измеренную акустическую эмиссию вызывает ускоренное изменение объема $V \approx 0,25$ мкм³ или движение структуры с характерным линейным размером около 0,6 мкм. Для сравнения: линейный размер эритроцита составляет около 10 мкм, а объем – около 300 мкм³.

Проведенное исследование показывает, что в выбранных модельных объектах нетепловая акустическая эмиссия в мегагерцовом диапазоне надежно зарегистрирована. Численный анализ показывает, что для осуществления эмиссии необходимо синхронное быстрое (с характерным временем менее 1 мкс) ускоренное движение кубического микрометра вещества. Вопрос о возможности подобной эмиссии в биологических объектах требует продолжения экспериментальных исследований.

ГЛАВА 4. СОВМЕСТНОЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЕ АКУСТОТЕРМОГРАФИИ И ИК-ТЕПЛОВИДЕНИЯ ДЛЯ КОНТРОЛЯ ТЕМПЕРАТУРЫ ПРИ НАГРЕВЕ МОДЕЛЬНОГО БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА

Введение. Проведен эксперимент, моделирующий нагрев биологического объекта [121], [122]. В медицине используются процедуры нагрева тканей организма:

гипертермия – сравнительно незначительный нагрев до 42–45 °С и термоабляция – в этом случае ткань прогревают вплоть до 100 °С. Одной из проблем при этом является контроль температуры нагреваемого органа. Теоретические оценки показывают, что потенциально акустотермография позволяет определять температуру в глубине (5–10 см) объекта с точностью до 0,5–1 К с пространственным разрешением около 1 см³. Была поставлена задача – экспериментально смоделировать процедуру нагрева ткани при включенном и выключенном источнике тепла. Представленные результаты получены мной в соавторстве с А. А. Аносовым, Ю. Н. Барабаненковым, К. М. Бограчевым, Р. В. Гарсковым, А. С. Казанским.

Методы. В качестве модельного объекта использовалась говяжья печень. Контроль глубинной температуры в течение всей процедуры осуществлялся с помощью линейки из трех акустотермометров. При этом параллельно регистрировали тепловое электромагнитное излучение в инфракрасном (ИК) диапазоне для контроля поверхностной температуры объекта. Измерения теплового акустического излучения не требуют специальной подготовки модельного объекта: мы промыли печень и поместили ее до начала эксперимента в воду на один час. Схема эксперимента показана на рисунке 4.1.

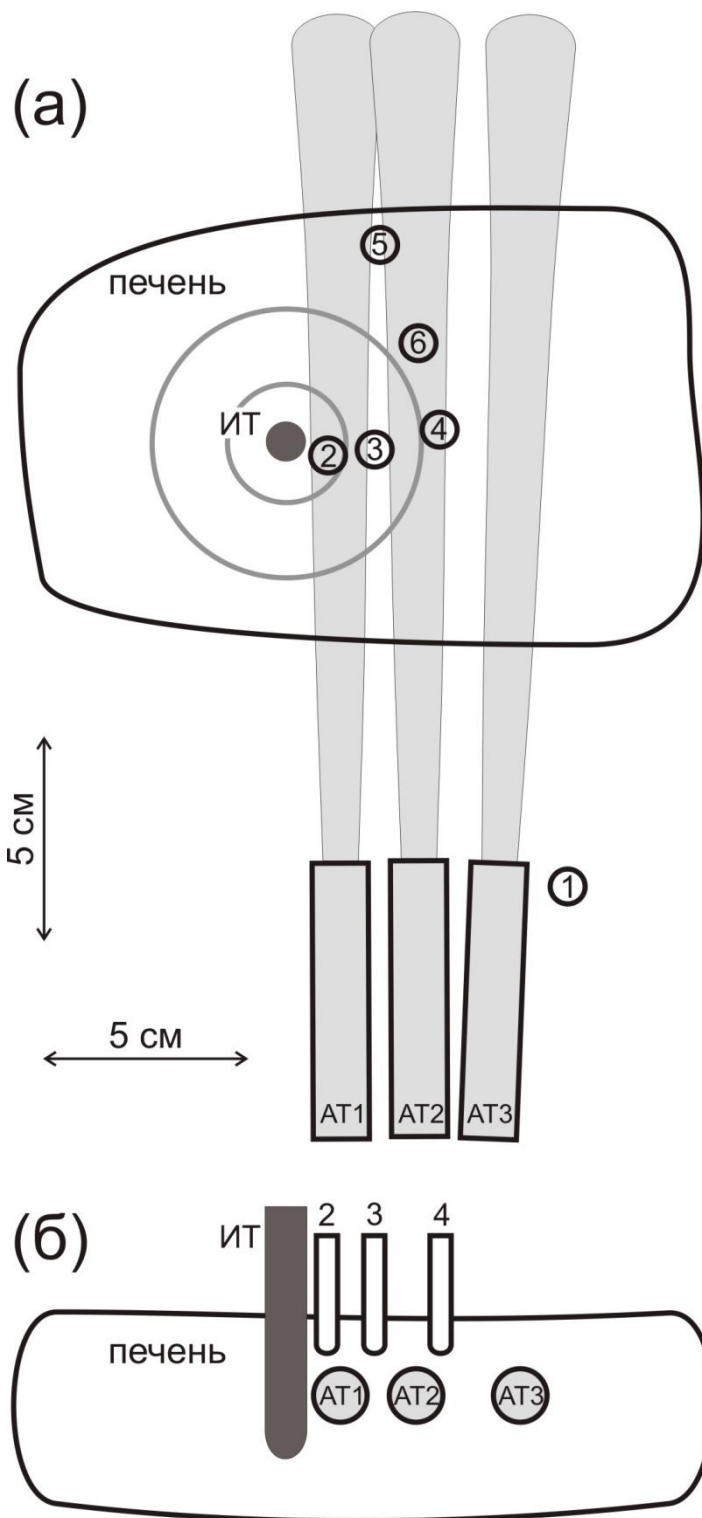


Рисунок 4.1: Схема эксперимента: а) вид сверху, б) фронтальная проекция. ИТ – источник тепла, 1–6 – электронные термометры, АТ1–3 – акустотермометры

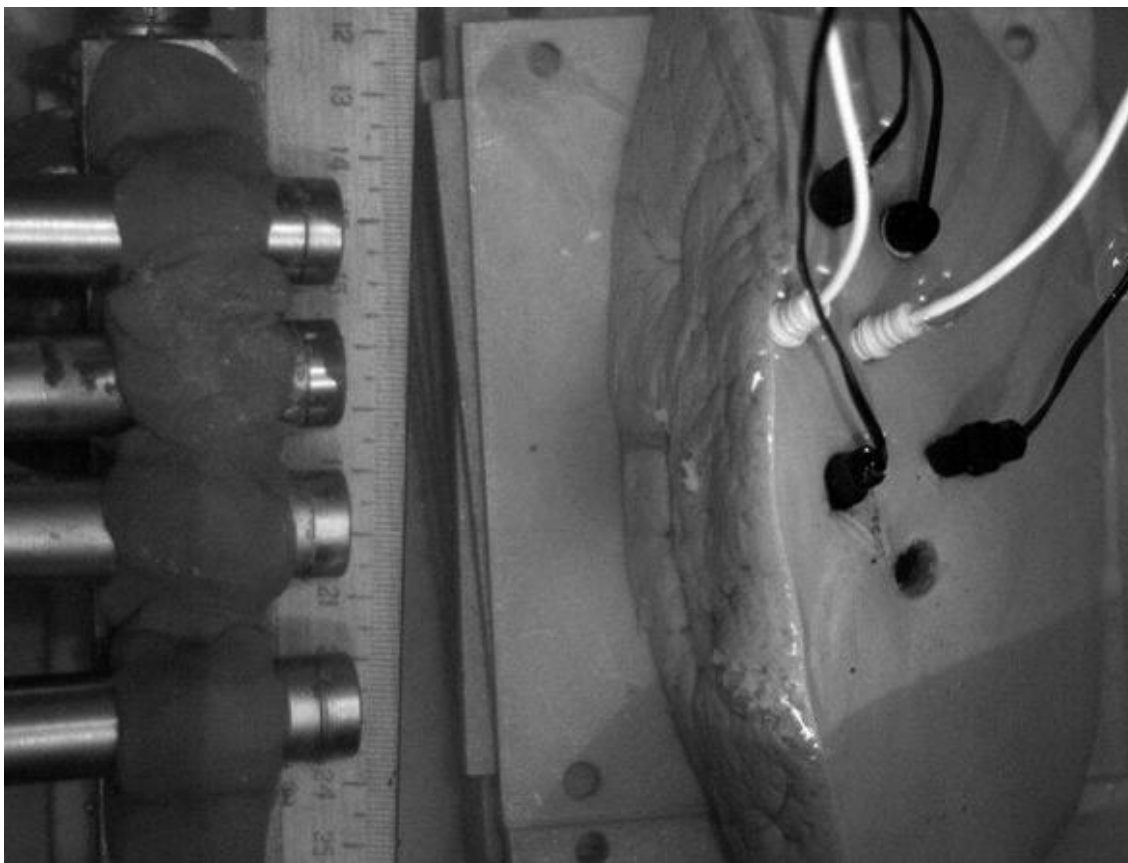


Рисунок 4.2: Модельный объект (говяжья печень) и четыре УЗ-датчика

Печень размером приблизительно $16 \times 10 \times 5 \text{ см}^3$ находилась в аквариуме с водой, при этом ее верхняя часть немного (на 2–3 мм) выступала из воды. В печень сверху на глубину 3,5 см вертикально вставили металлический прут ИТ диаметром 4 мм (обычный паяльник мощностью 25 Вт), который за 20 мин разогревался до температуры 80–90 °С. Сценарий нагрева был следующий: нагреватель включили на 16 мин, отключили на 14 мин, включили снова на 10 мин и окончательно выключили. Вся процедура заняла около 80 мин. Нагрев объекта контролировали пятью электронными термометрами (еще один термометр измерял температуру аквариума) с точностью 0,3 К. Термометры были вставлены в печень на глубину около 1 см на разном расстоянии от нагревателя. Поверхностную температуру объекта сверху измеряли портативным компьютерным термографом ИРТИС-2000 (www.irtis.ru) с чувствительностью 0,05 К. Прибор регистрировал

электромагнитное излучение в ИК-диапазоне с верхней (выступающей из воды) поверхности печени. Датчики акустотермометров были расположены в аквариуме на глубине 3 см от поверхности воды. Если смотреть со стороны акустотермометров, печень прогревали на глубине 5 см. Это расстояние можно считать характерной востребованной в клинике глубиной определения температурного распределения в организме человека. Акустотермометры, разработанные группой С.Н. Антонова и В. И. Миргородского, имели следующие параметры: полоса приема – $1,8 \pm 0,2$ МГц, диаметр приемника – 9 мм. На рис. 4.1 серым цветом обозначены диаграммы направленности (аппаратные функции) акустических антенн. Принимаемый акустический сигнал преобразовывался в электрический, усиливался и подавался на 12-разрядный АЦП с максимальной частотой дискретизации 30 МГц.

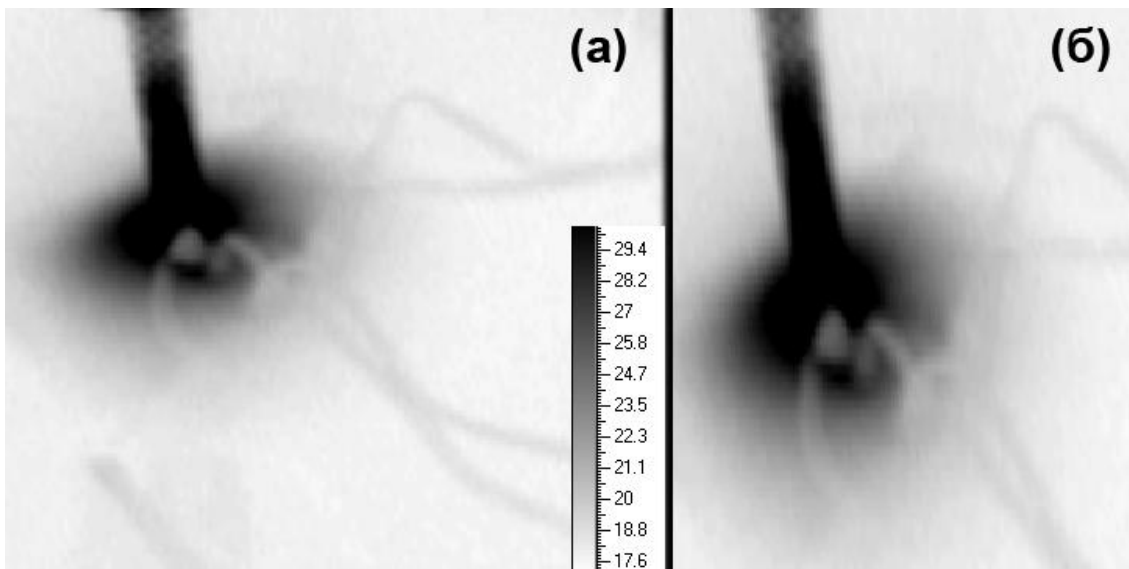


Рисунок 4.3: ИК-изображение источника тепла и нагретого модельного объекта с температурной шкалой. Благодаря хорошей отражательной способности заметны провода, ведущие к электронным термометрам.

Результаты и обсуждение. Снимок печени в ИК диапазоне представлен на рис. 4.3. Для построения изображения использованы оттенки черно-белой гаммы. На

рисунке 4.3а виден нагретый источник, нагретые участки печени и провода, ведущие к электронным термометрам. Так как термограф располагался не сверху от объекта, а под углом к нему, изображение зоны нагрева имеет вид эллипса. Если соответствующим образом растянуть изображение в вертикальном направлении (рис. 4.3б), т. е. "установить" тепловизор вертикально, то зона нагрева будет круговой. Источник тепла обладал осевой симметрией, и можно было считать, что печень изотропна по отношению к нагреву. Этот результат мы учитывали для построения распределения температуры в глубине объекта и считали, что оно симметрично относительно оси нагревателя. При построении была использована аппроксимация данных пяти термометров, расположенных на разных расстояниях от нагревателя на глубине 1 см (см. рис. 4.1). Полученные результаты как функция времени и в зависимости от расстояния до нагревателя показаны на рис. 4.4а. Изменение поверхностной температуры, измеренной тепловизором, показано на рис. 4.4б. При сравнении рисунков видно, что пространственно-временные распределения глубинной и поверхностной температур достаточно хорошо коррелируют.

60

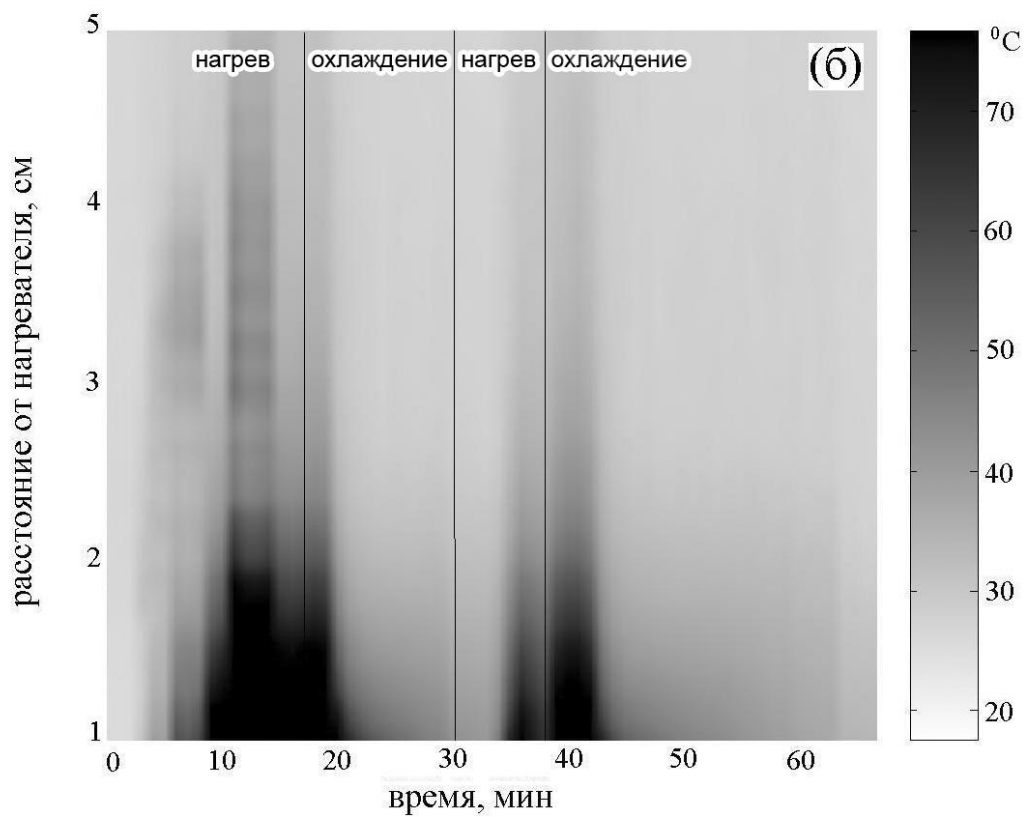
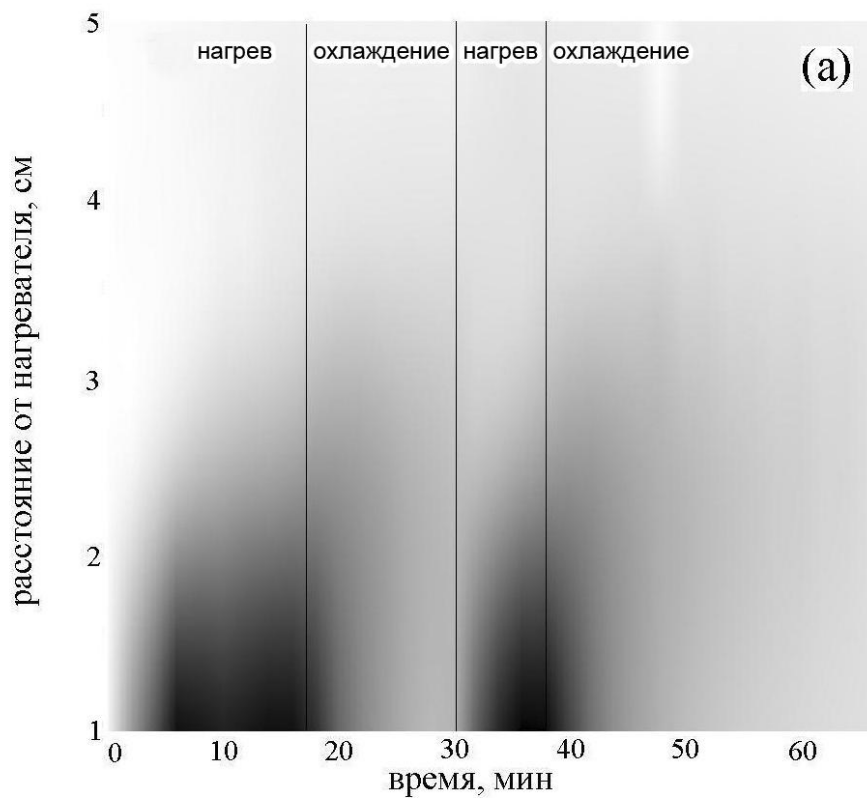


Рисунок 4.4: Пространственно-временная зависимость а) глубинной температуры печени (аппроксимация по данным электронных термометров) и б) поверхностной температуры, полученной с помощью ИК-термографии.

Подробнее остановимся на акустических измерениях. Измеряемой величиной является квадрат давления теплового акустического излучения, который пропорционален температуре объекта. Если измеряемый сигнал прокалибровать в градусах, то получается акустотермостная температура [14]. Для калибровки использовали акустическое черное тело – пластилин, акустотермостная температура которого близка к его термодинамической температуре. Показания приборов достаточно медленно менялись со временем, и чтобы избавиться от незначительного дрейфа аппаратуры, мы периодически перекрывали на 30 с сигнал из объекта. В это время мы принимали излучение из аквариума, т. е. измеряли его акустотермостную температуру. Термодинамическая температура аквариума за время эксперимента практически не изменилась. В течение следующих 30 с сигнал "шел" от объекта, т. е. мы измеряли акустотермостную температуру печени. Определяли разность сигналов – инкремент акустотермостной температуры. Временная зависимость измеряемых сигналов для трех акустотермометров представлена на рис.4.5. Относительная величина сигналов полностью определяется характером распределения температуры: максимальный сигнал регистрируется ближайшим к нагревателю акустотермометром, минимальный – наиболее удаленным. Инкременты акустотермостных температур четко коррелируют с изменениями сценария гипертермии: после включения нагрева сигналы увеличиваются, после отключения – уменьшаются.

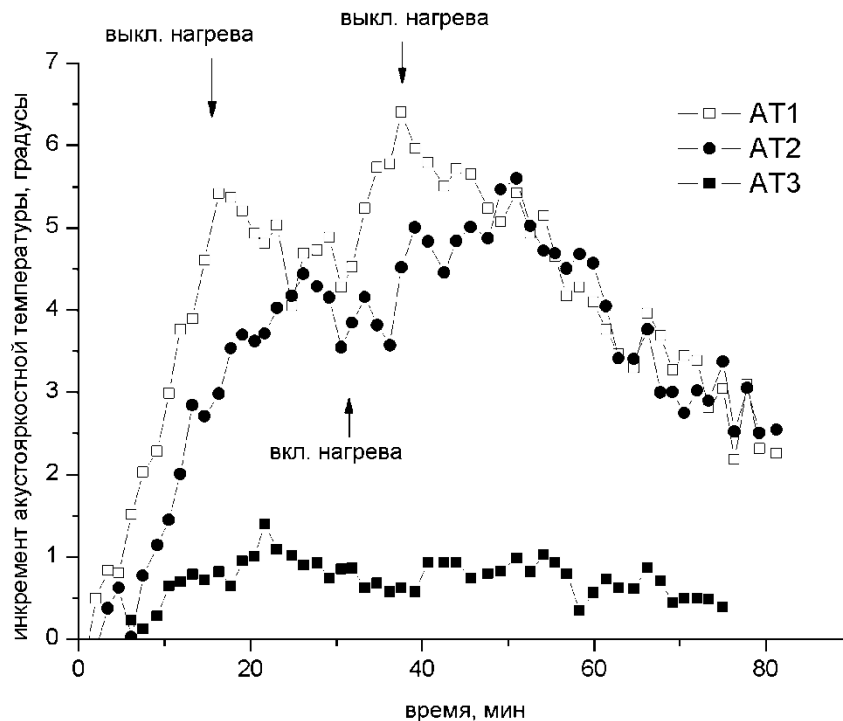


Рисунок 4.5: Изменение инкрементов акустостоярковой температуры для трех акустотермометров в ходе эксперимента. Ноль соответствует температуре аквариума. Нагрев включили в начале эксперимента, затем отключали и включали снова (эти моменты показаны стрелками).

Для сравнения экспериментальных данных с теоретическими необходимо знать поглощение ультразвука в печени. Для определения коэффициента поглощения между нагретым пластилином и акустотермометрами помещали слой печени толщиной в 1 см. Сравнение измеренных сигналов, идущих от нагретого пластилина через печень и без печени, позволило рассчитать коэффициент затухания ультразвука по интенсивности. На частоте около 1.8 МГц он составляет $0,5 \text{ см}^{-1}$ (по данным работы [123] коэффициент затухания в печени на частоте 2 МГц равен $0,6 \text{ см}^{-1}$).

Расчетные значения инкремента акустостоярковой температуры определялись с помощью интегрального уравнения, аналогичного (2.4):

$$\Delta T_A = \int_{\Omega} \alpha \Delta T e^{-\alpha x} dx, \quad (4.1)$$

где интегрирование по оси x ведется вдоль диаграммы направленности датчика в области Ω , где инкремент термодинамической температуры ΔT не равен нулю, т.е. в пределах исследуемого объекта, а α – коэффициент поглощения по интенсивности, который считается постоянным. Использовать выражение (4.1) следует, учитывая следующие ограничения. Вообще говоря, интегрирование надо проводить с учетом поперечного размера диаграммы направленности, но расчеты показывают, что, при данной схеме эксперимента, изменение результата незначительно. В выражение (4.1) входит коэффициент поглощения, а мы измерили (и будем использовать в расчетах) коэффициент затухания. Заметим, что в печени их значения различаются [124]. Учет рассеяния приводит к изменению (в основном к расширению) области, из которой принимается сигнал. Этот эффект в большей степени влияет на результаты в случае сильных градиентов температуры [18]. Профиль инкремента температуры вдоль оси датчика можно определить из данных, полученных электронными термометрами с учетом симметрии нагрева (см. рис. 4.4а).

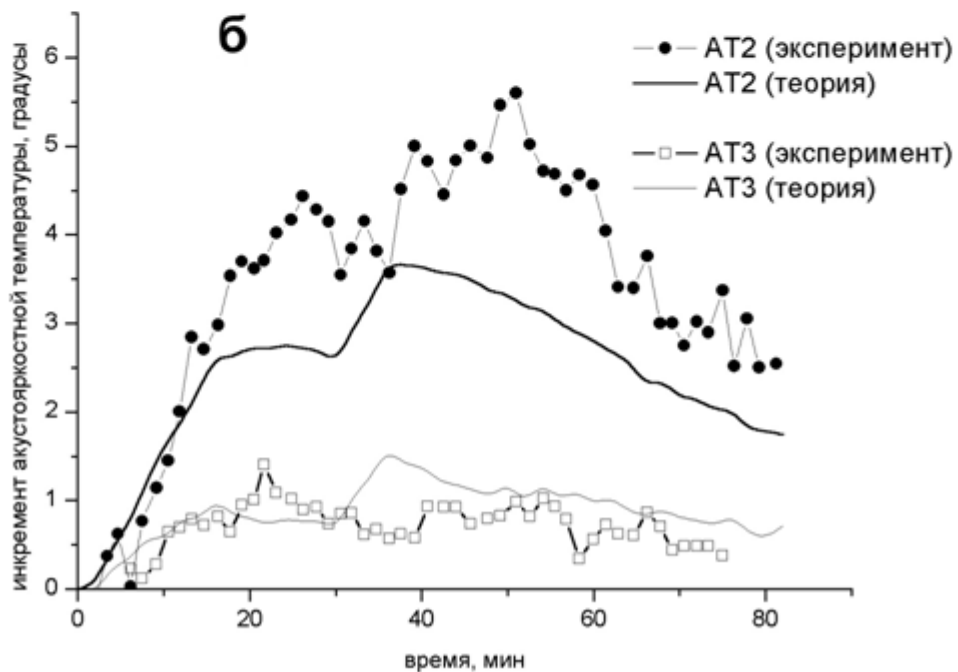
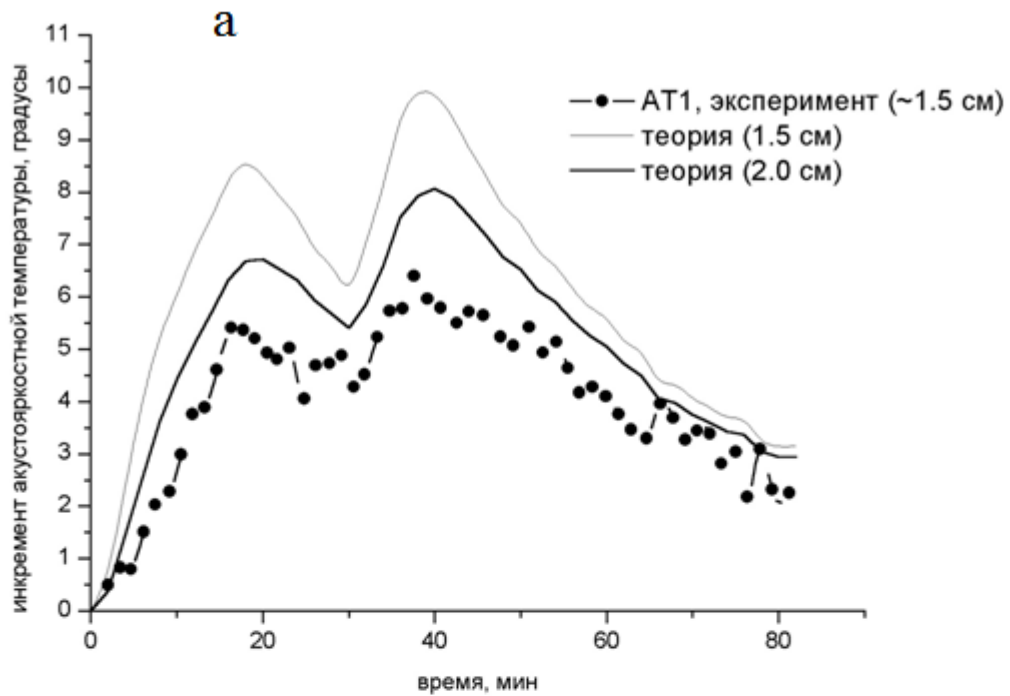


Рисунок 4.6: Сравнение экспериментальных и теоретических результатов для акустотермометров 1 (а), 2 и 3 (б). На рис. (а) приведены две теоретические кривые для разных расстояний (1,5 и 2 см) от нагревателя до оси акустотермометра

Расчетные данные для инкрементов акустоярких температур (кривые 1, 2 для первого акустотермометра, кривая 3 – для второго и 4 – для третьего) показаны на рис. 4.6. Из сравнения экспериментальных и расчетных данных видно сходство форм кривых. Также заметно наличие систематических ошибок, которые существенны для двух ближайших к нагревателю акустотермометров в моменты максимального прогрева образца. В процессе охлаждения и для наиболее отдаленного акустотермометра систематические ошибки снижаются. Наличие систематических ошибок (причем разного знака для разных акустотермометров), по-видимому, объясняется несоответствием расчетной и реальной диаграмм направленности.

Распределение температуры в любой горизонтальной плоскости можно считать центрально-симметричным относительно положения источника тепла. Однако распределение температуры меняется в вертикальном направлении. По мере удаления от поверхности печени вниз температура сначала увеличивается (см. рис. 4.4). Если продолжить движение вниз, то температура станет уменьшаться, потому что нагреватель вставлен в объект только на 3,5 см и температура нагревателя снижается сверху вниз. Таким образом, если ось акустотермометра отклоняется от горизонтального направления (или если мы не совсем точно определили ее положение), то могут возникнуть наблюдаемые систематические ошибки. Они тем больше, чем больше градиент температуры в области приема сигнала. Это существенно в начале нагрева в областях близких к нагревателю.

Теоретические кривые 1 и 2 рисунка 4.6а подтверждают сказанное. Одна из кривых получена для случая, когда ось акустотермометра расположена в 1,5 см от источника нагрева (что соответствует схеме эксперимента на рис. 4.1), другая, когда ось находится в 2 см. Как видно, разница в 0,5 см значительно меняет акустояркую температуру в начале нагрева и не существенно в конце.

Выводы. Проведен эксперимент, моделирующий ситуацию нагрева биологического объекта. При этом контроль температуры осуществлялся все время: и в процессе нагрева, и при охлаждении образца. Для этого одновременно использовали два разных способа пассивного зондирования температуры: регистрировали ИК электромагнитное и тепловое акустическое излучение. Одновременное использование и акустотермометров, и ИК-термографии позволяет повысить надежность получаемой информации. Результаты, полученные обоими методами, хорошо коррелируют с реальным изменением глубинной температуры, хотя и имеют систематические ошибки, которые должны быть учтены в дальнейшем. Заметим, что одновременное использование в диагностике трех неинвазивных способов измерения температуры: ИК тепловидения, радиотермометрии и акустотермометрии является идеалом для всех, кто занимается этой проблемой.

Нами также проведены в ЦКБ РАН предварительные эксперименты по контролю температуры щитовидной и молочной желез при лазерной гипертермии [125], [126], [127].

ГЛАВА 5. ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ДИНАМИЧЕСКОЕ КАРТИРОВАНИЕ ВНУТРЕННЕЙ ТЕМПЕРАТУРЫ МОДЕЛЬНОГО ОБЪЕКТА

Определение параметров теплового источника: размера, температуры и положения с помощью решетки датчиков

Введение. При медицинских процедурах, связанных с нагревом внутренних тканей организма человека (например, при гипертермии или термоабляции), необходим контроль меняющегося во времени и в пространстве температурного распределения. Это важно, потому что перегрев может привести к поражению здоровой ткани, а недостаточный нагрев не даст терапевтического эффекта.

Отметим, что кроме определения температуры существенным вопросом является определение размеров и расположения нагретой области. Врачей интересует вопросы: как распространяется тепло? Каков размер нагретой области? Оптимальными для измерения глубинной температуры являются неинвазивные методы. В ряде случаев для этого можно использовать акустотермографию, при которой измеряют тепловое акустическое излучение объекта.

Мы провели компьютерное моделирование с целью определения размеров и расположения нагретой области, положение которой меняется в пространстве. Проведены натурные эксперименты с модельными объектами, в которых определяли положение нагретой области в пространстве, ее размер и эффективную температуру. Представленные результаты получены мной в соавторстве с А. А. Аносовым, Беляевым Р.В., Вилковым В.А., А. С. Казанским, Мансфельдом А.Д.

Методы. Экспериментальная схема. Для акустических измерений был использован шестиканальный акустотермограф (полоса приема – 1.7 ± 0.4 МГц, диаметр приемника – 10 мм) и многоканальный акустотермограф (полоса пропускания 1.2-2.7 МГц, пороговая чувствительность при времени интегрирования 10 с – 0,2 К, диаметр датчика 8 мм). Оба прибора были разработаны в ИПФ РАН. Датчики акустотермографа были расположены в аквариуме размером $40 \times 60 \times 20$ см³, заполненном водой. Температуру воды в аквариуме контролировали электронными термометрами с точностью до 0.3 К. Использовали два варианта плоских двумерных приемных антенн (рис. 5.1). Схема измерений с помощью трех датчиков, расположенных пирамидкой, показана на рис. 5.1а (расстояние между центрами соседних датчиков 20 мм), схема измерений с помощью плоской двумерной решетки, состоящей из 14 датчиков, показана на рис. 5.1б (расстояние между центрами соседних датчиков 10 мм). Принимаемые акустические сигналы преобразовывались в электрические, которые усиливались, проходили через квадратичный детектор на компьютер, где усреднялись в течение

10 с. В качестве источника теплового акустического излучения использовали нагреваемую вытянутую пластилиновую полосу.

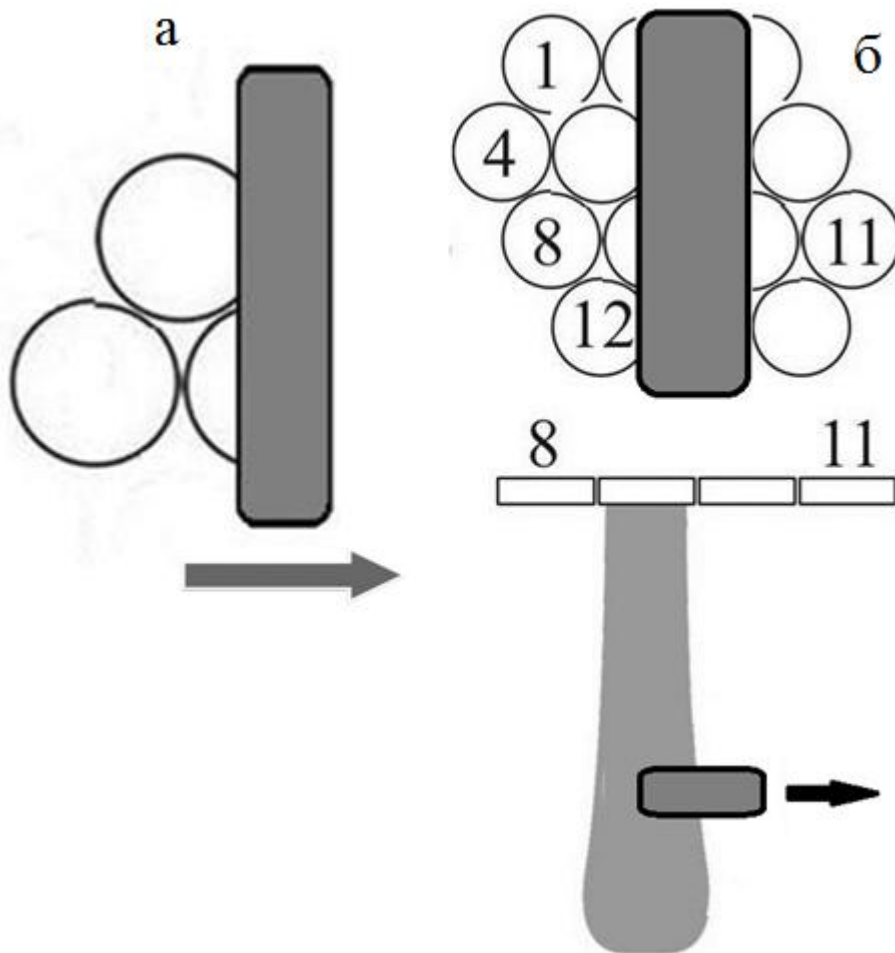


Рисунок 5.1. Схема эксперимента с вытянутой нагретой мишенью, проносимой мимо решетки из трех (а, фронтальная проекция) и четырнадцати (б, фронтальная проекция и вид сверху) датчиков. Цифрами показаны номера датчиков, серым цветом - их диаграмма направленности.

Методы. Модель. Для расчета акустостоярковой температуры (и для последующего восстановления распределения глубинной температуры) необходимо интегрировать произведение функции диаграммы направленности и

функции, описывающей предполагаемое температурное распределение, по той области пространства, где находится зона чувствительности датчика:

$$T_A = \iint \Omega(\alpha\beta) \int_0^{\infty} \gamma T(z) e^{-\gamma z} dz d\alpha d\beta, \quad (5.1)$$

где

T_A – акустотяжкостная температура,

T – температура,

γ – коэффициент поглощения ультразвука по интенсивности,

z – акустическая ось приемника,

$\Omega(\alpha\beta)$ – аппаратная функция.

Ограничения, накладываемые на функцию распределения глубинной температуры исследуемого объекта: в рассматриваемом одномерном случае функция должна содержать параметры “размер источника”, “температура источника” и “положение источника” или их эффективные аналоги. Всем этим требованиям удовлетворяет функция Гаусса.

$$T(x) = T_{max} \exp \left[-\frac{(x-x_0)^2}{2D^2} \right], \quad (5.2)$$

где x_0 – координата центра нагретой области, T_{max} – максимальная температура, D – размер нагретой области.

Образ акустотяжкостной температуры также будет гауссианом, ширина которого определяется размером нагретой области и характерной шириной диаграммы направленности. Гауссиан акустотяжкостной температуры будет шире температурного распределения на ширину диаграммы направленности и ниже. Максимальная акустотяжкостная температура несколько меньше максимальной термодинамической температуры в среде.

В трехмерном случае:

$$T(x, y, z) = T_{max} \exp \left[- \frac{(x-x_0)^2 + (y-y_0)^2 + (z-z_0)^2}{2D^2} \right], \quad (5.3)$$

где добавляются еще две пространственные координаты положения нагретой области.

В двумерном случае

$$T(x, y) = T_{max} \exp \left[- \frac{(x-x_0)^2 + (y-y_0)^2}{2D^2} \right]. \quad (5.4)$$

С учетом диаграммы направленности датчика, центр которого находится в точке $(x_i, y_i, 0)$, акустическую температуру T_A можно рассчитать по формуле:

$$T_A(x_i, y_i) = \int_0^\infty dz \gamma(x, y, z) T(x, y, z) \exp \left[- \int_0^z \gamma(x, y, z) dz \right] \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} A(x, y, z, x_i, y_i) dx dy, \quad (5.5)$$

где $\gamma(x, y, z)$ – распределение в пространстве коэффициента поглощения (по интенсивности) ультразвука, $A(x, y, z, x_i, y_i)$ - диаграмма направленности датчика, ось z совпадает с акустической осью приемника. Ноль температуры соответствует температуре воды в аквариуме. Используемые в эксперименте приемники являлись широкополосными. Поэтому в качестве диаграммы направленности датчика мы использовали (так же, как и для температуры) функцию Гаусса:

$$A(x, y, z, x_i, y_i) = \frac{1}{2\pi d^2(z)} \exp \left[- \frac{(x-x_i)^2 + (y-y_i)^2}{2d^2(z)} \right], \quad (5.6)$$

где $d(z)$ – характерный поперечный размер диаграммы направленности датчика на расстоянии z . Если температура не меняется вдоль координаты y , то выражение для диаграммы направленности можно упростить:

$$A(x, z, x_i) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}d(z)} \exp \left[- \frac{(x-x_i)^2}{2d^2(z)} \right]. \quad (5.7)$$

В этом случае центр датчика определялся только одной координатой x_i .

Диаграммы направленности были нормированы таким образом, чтобы интегралы от выражений (5.6) и (5.7), взятые по поперечным координатам, не зависели от величины z :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} A(x, y, z, x_i, y_i) dx dy = 1 \text{ или}$$

$$\int_{-\infty}^{+\infty} A(x, z, x_i) dx = 1, \text{ для любых } z, x_i, y_i.$$

Рассмотрим случай, когда нагретая плоская пластилиновая пластина расположена напротив приемного датчика. Ось z направлена по акустической оси датчика перпендикулярно пластине. Будем считать, что в пластилине температура не меняется по оси z (по глубине). Между датчиком и пластилином находится вода, поглощением ультразвука в которой (по сравнению с поглощением в пластилине) можно пренебречь. Из-за сильного поглощения акустических волн в пластилине, основной сигнал идет из достаточно тонкого слоя, находящегося на расстоянии z от датчика. Это позволяет считать характерный размер d диаграммы направленности постоянным. Тогда, если температурное распределение подчиняется выражению (5.2), т. е. температура не меняется вдоль координаты y , то интегрирование выражения (5.5), с учетом выражений (5.2) и (5.7), дает результат:

$$T_A(x_i) = T_{max} \frac{D}{\sqrt{D^2+d^2}} \exp \left[-\frac{(x_i-x_0)^2}{2(D^2+d^2)} \right]. \quad (5.8)$$

Если же температурное распределение подчиняется выражению (5.4), то есть распределение температуры является двумерным, то интегрирование выражения (5.5), с учетом выражений (5.4) и (5.6), дает результат:

$$T_A(x_i, y_i) = T_{max} \frac{D^2}{D^2+d^2} \exp \left[-\frac{(x_i-x_0)^2+(y_i-y_0)^2}{2(D^2+d^2)} \right]. \quad (5.9)$$

Выражения (5.8) и (5.9) допускают простую интерпретацию: учет диаграммы направленности расширяет и снижает образ температурного распределения (акустостояркую температуру) по сравнению с самим температурным

распределением. Если характерный размер диаграммы направленности много меньше характерного размера нагретой области $d \ll D$, то высота и ширина зависимости акустостоярковой температуры от координат центра датчика совпадают с высотой и шириной температурного распределения. Можно сказать, что ширина образа температурного распределения определяется геометрической суммой характерных размеров нагретой области и диаграммы направленности.

Определившись с видом функции, можно по данным, снятым с трех или более датчиков, установленных параллельно (т. е. отличающихся по параметру “положение источника”) восстановить все три параметра источника: максимальную температуру, координату центра и характерный размер.

Результаты. В эксперименте, проведенном по схеме на рис. 5.1б, с вытянутой мишенью, проносимой мимо решетки из четырнадцати датчиков, данных с датчиков достаточно для того, чтобы простым интерполированием и визуализацией получить информацию, достаточную для оценки местоположения в любой момент времени (рис. 5.2).

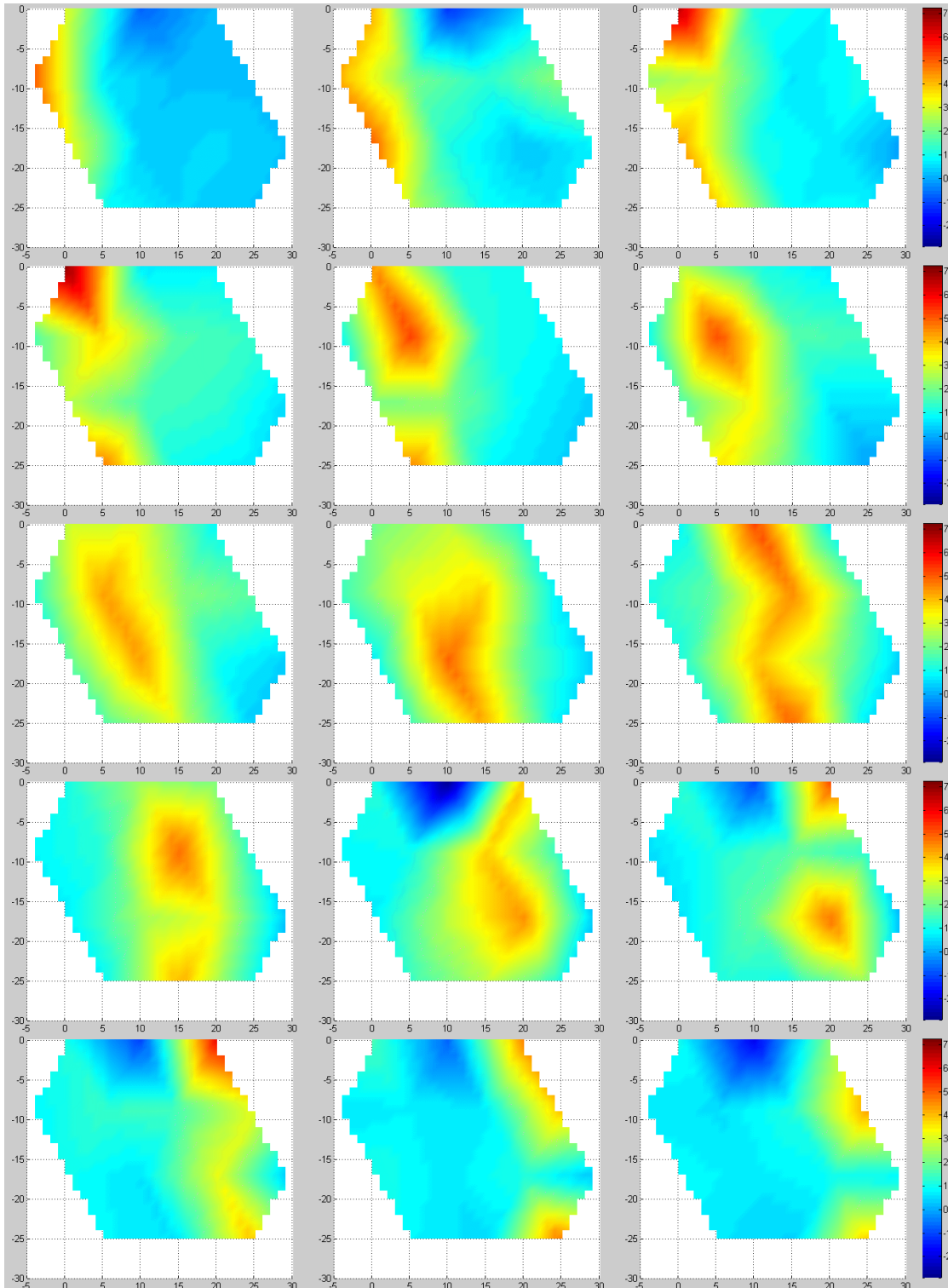


Рисунок 5.2. Показано движение (с шагом 5 мм) нагретой вертикальной пластины шириной 10 мм слева направо, измеренное решеткой из 14 датчиков. По

горизонтальной и вертикальной осям значения даны в мм, цветовая гамма для акустотермометрической температуры дана в К. 0 - соответствует температуре аквариума.

В эксперименте, представленном на рис. 5.3, вытянутую мишень пронесли мимо трех датчиков. Из рис. 5.3 видно, что выражение (5.8), предложенное для акустотермометрической температуры, полностью отвечает экспериментальным данным (в пределах погрешности измерений).

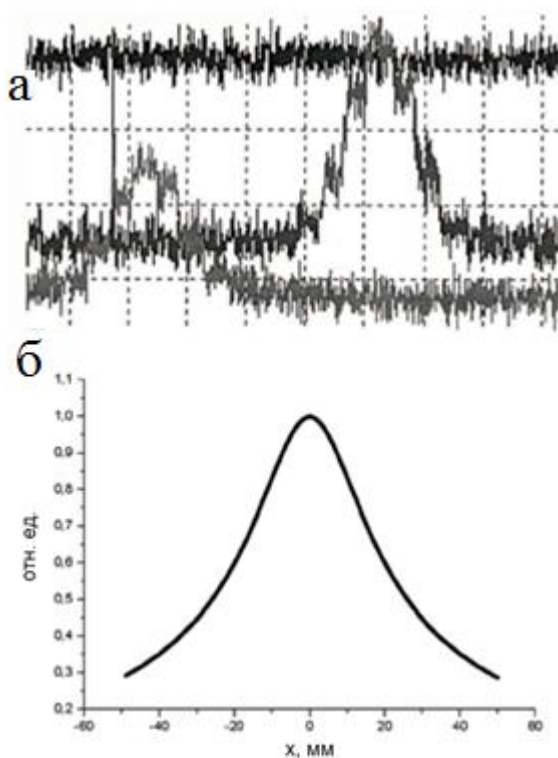


Рисунок 5.3: а. Экспериментальные кривые, полученные для трех датчиков. Время усреднения 0.5 с. Нагретую пластину перемещали мимо одного датчика, потом мимо другого. Верхняя кривая для датчика, находившегося в стороне. б. Сглаженная кривая зависимости акустотермометрического сигнала при пронесении мишени перед единичным датчиком.

Эксперимент по определению основных параметров источника с использованием минимального числа датчиков

В эксперименте, показанном на рис. 5.4, мишень нагревается и передвигается вдоль трех датчиков, установленных пирамдкой (см. рис. 5.1a). Расстояние между датчиками и прямой, вдоль которой движется мишень, составляет 7 см. Длительность эксперимента 600 с, из них мишень находилась одновременно в поле зрения всех трех датчиков только с 350-й по 420-ю секунды. В это время мы имеем достаточное количество информации, чтобы восстанавливать эффективные параметры мишени. На рис. 5.4 показаны восстановленные с помощью МНК гауссианы. Хорошо видно, что восстановленный инкремент эффективной максимальной температуры составлял 35 ± 1 К. Отметим, что в этом эксперименте мы не ставили себе задачу восстановить максимальную температуру нагретой пластины. Поэтому и не проводили независимых измерений температуры. Ошибка восстановления показывает стабильность получаемых результатов. Это важный параметр для дальнейшего определения температуры. Ширина мишени также оставалась постоянной: 15 ± 3 мм. Координата мишени изменялась в соответствии с передвижением мишени, ошибка восстановления составляла не более 3 мм. Эти значения получены при времени интегрирования 5 с. Мы восстанавливали параметры распределения акустояркой температуры, т.е. реальная максимальная температура мишени была ниже, и мишень была несколько уже.

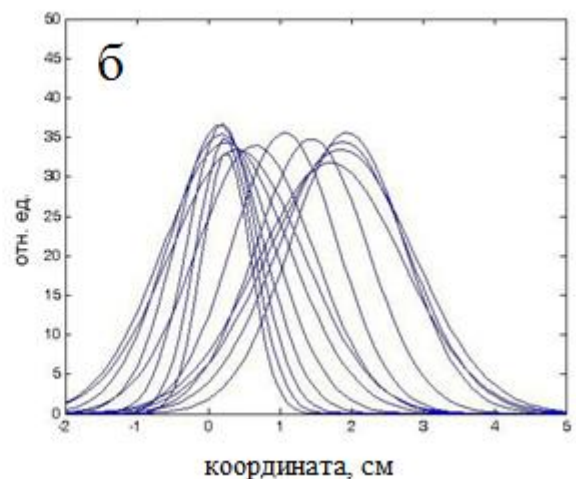
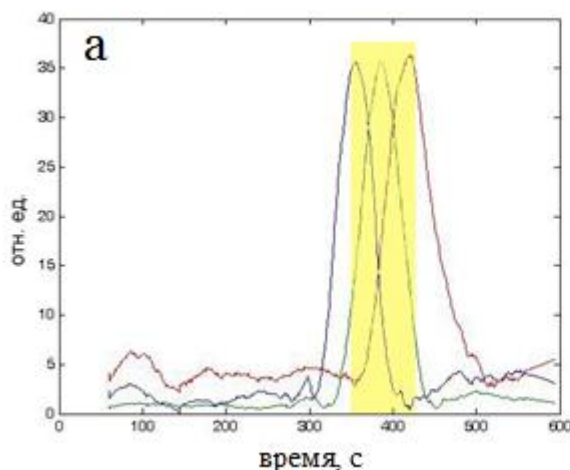


Рисунок 5.4: а) показаны экспериментальные кривые, полученные для трех датчиков, установленных пирамидкой, мимо которых передвигается мишень. Желтый прямоугольник (350 - 420 с от начала эксперимента) показывает время, когда центр мишени находился между крайними датчиками. б) показаны 14 восстановленных гауссианов (в моменты времени от 352.5 до 417.5 с через каждые 5 с). Координаты центров трех датчиков: 0, 1, 2 см.

Выводы. Показано, что для определения координат центра и размера нагретой области с погрешностью около 3 мм достаточно времени усреднения 5 с. Полученные результаты важны для контроля температуры при проведении медицинских процедур, связанных с нагревом внутренних тканей организма человека. Определение размеров и положения источника в двумерном и трехмерном пространстве, а также уточнение его температуры можно осуществить масштабированием схемы для трех датчиков, установленных пирамидкой, путем использования большего количества датчиков, установленных в двух взаимно перпендикулярных решетках.

Математический эксперимент по динамическому картированию положения теплового источника

Имея данные о том, какие сигналы приходят на массив датчиков при тех или иных положениях теплового источника, можно решить обратную задачу и восстановить положение источника. Для решения этой задачи был проведен математический эксперимент [128], [129]. Представленные результаты получены мной в соавторстве с А. А. Аносовым, А. С. Казанским, А. Д. Мансфельдом

План математического эксперимента:

- 1) Тепловой источник заданного размера и формы (прямоугольник 1 x 0.4 см, описываемый функцией $F(x_j, y_k)$), находится в (j, k) -ом положении (одном

из четырехсот возможных) в поле 20 x 20 см и может перемещаться по этому полю с шагом в 1 см в любом направлении. Для каждого положения источник оказывается в зоне чувствительности одного или нескольких из направленных на это поле десяти датчиков акустотермометра.

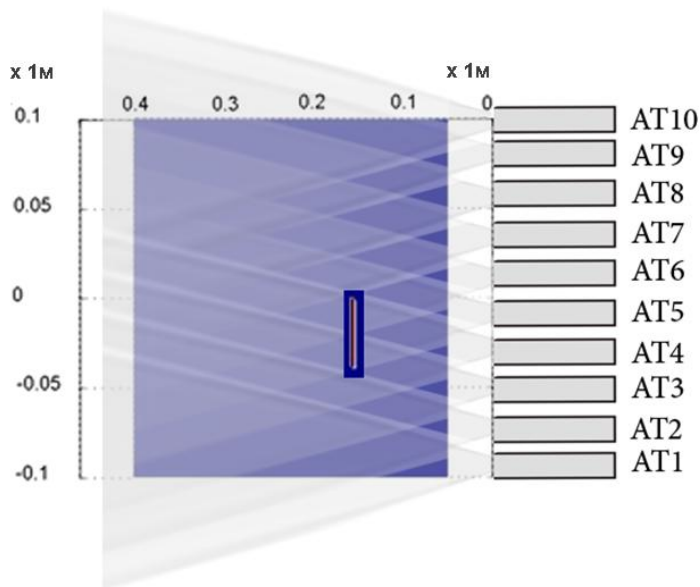


Рисунок 5.5: Поле из 20x20 предполагаемых положений теплового источника и десять акустотермометров, показания которых меняются при перемещении источника в этом поле.

- 2) Для каждого из четырехсот возможных положений теплового источника предварительно были рассчитаны сигналы, "измеряемые" всеми 10-ю датчиками: $I_i(x_j, y_k)$, $i = 1...10$, $j = 1...20$, $k = 1...20$. Эти 4000 значений составляли базу данных, которая использовалась для определения положения источника.
- 3) Источник перемещался по исследуемой области. При каждом положении источника рассчитывались сигналы, измеряемые всеми 10-ю датчиками: $I_i(x, y)$, $i = 1...10$. После этого строилась функция двумерного образа $F(x_j, y_k)$, соответствующая предполагаемому положению источника (x_j, y_k) :

$$\frac{1}{\sum_{i=1}^{10} [I_i(x, y) - I_i(x_j, y_k)]^2 + \varepsilon^2},$$

где ε – заранее выбранное число.

Эта функция соответствия принимает наибольшее значение, когда имеющийся набор данных с датчиков совпадает или близок к предварительно рассчитанному набору значений сигналов для данного возможного расположения источника. Для тех j и k , при которых эти данные не совпадают, функция соответствия мала.

4) По сути, набор значений функций соответствия для каждого возможного положения создает более или менее расплывчатый «образ» теплового источника. Этот образ визуализирован функцией, являющейся суммой функций, описывающих положение источника во всех предполагаемых положениях с весом, пропорциональным рассчитанной функции соответствия:

$$F(x, y) = \sum_{j,k} \frac{1}{\sum_{i=1}^{10} [I_i(x, y) - I_i(x_j, y_k)]^2 + \varepsilon^2} F(x_j, y_k),$$

где $F(x, y)$ – образ или функция положения источника тепла и неопределенности этого положения,

$F(x_j, y_k)$ – функция, описывающая положение источника в однозначно определенной позиции (равна единице в области расположения источника и нулю во всем остальном поле).

5) Сравнение функции реального положения и функции визуализации образа дает наглядное представление о реальном положении источника и о степени неопределенности решения обратной задачи восстановления его положения по показаниями десяти датчиков.

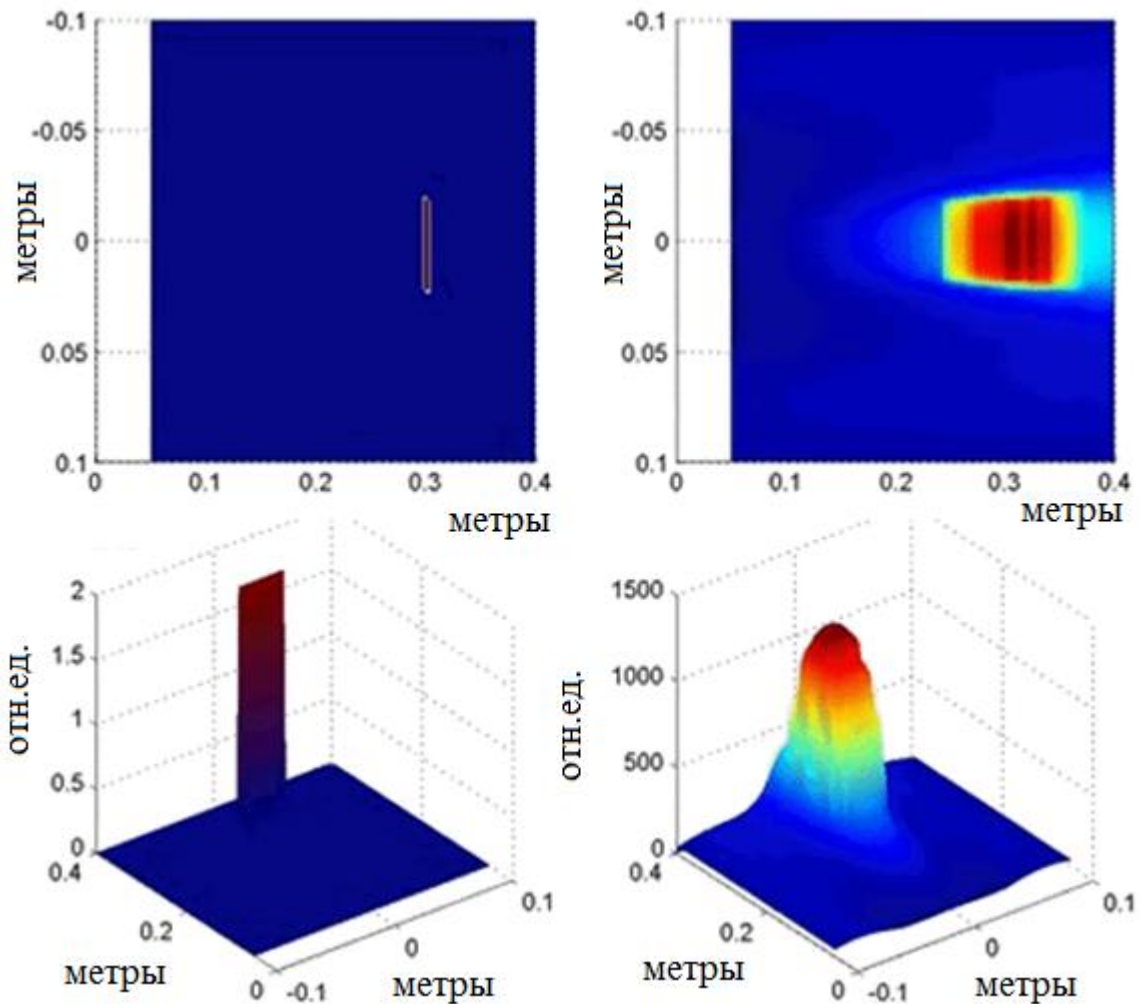


Рисунок 5.6: Визуализация известного положения источника тепла и восстанавливаемого образа этого положения, содержащего информацию о степени неопределенности положения.

Детали эксперимента:

Расчет сигналов широкополосных акустоприемников

Для расчета сигнала на каждом из десяти акустоприемников использована

формула дифракции на щели
$$I_{\varphi} = I_0 \frac{\sin^2[(\pi / \lambda)b \sin \varphi]}{[(\pi / \lambda)b \sin \varphi]^2}$$
, где I_{φ} –

интенсивность сигнала, принимаемого пьезодатчиком в виде бесконечной полосы шириной b , плоской монохроматической волны длиной λ , проходящей с данного

направления φ . Эта формула фактически описывает диаграмму направленности датчика. I_0 – нормировочная величина, интенсивность сигнала данной амплитуды, приходящая с осевого направления.

Акустический датчик является широкополосным приемником, и это учитывалось при расчете принимаемого датчиком сигнала. В нашем случае источник длины L находится на расстоянии Y со смещением X относительно датчика. Все его точки независимо друг от друга принимают сигнал в интервале частот $W_0 \pm dW/2$ (принимается допущение, что спектр прямоуголен).

Широкополосность датчика учитывалась следующим образом:

1) Построена диаграмма направленности на произвольной частоте, например, W_0 в виде графика следующего характера:

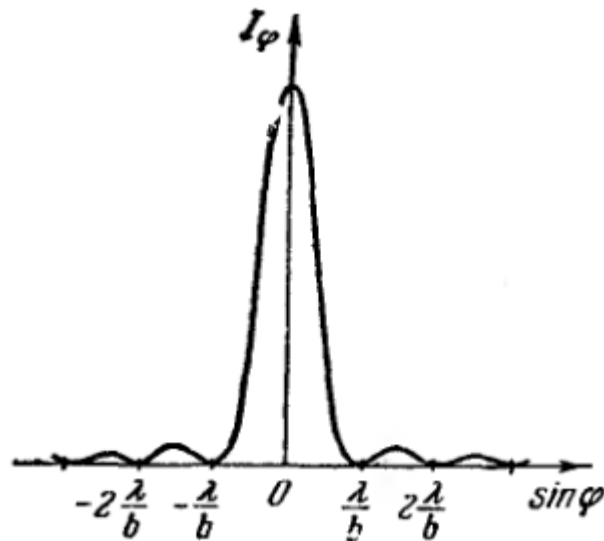


Рисунок 5.7. Диаграмма направленности монохроматического (длина волны λ) датчика размером b (согласно [130]).

2) Полученный график «вытянут» в третье измерение добавлением еще одной координаты - частоты. Трехмерный график представляет собой осциллирующую поверхность, на которой видно, как диаграмма направленности "сжимается" с ростом частоты.

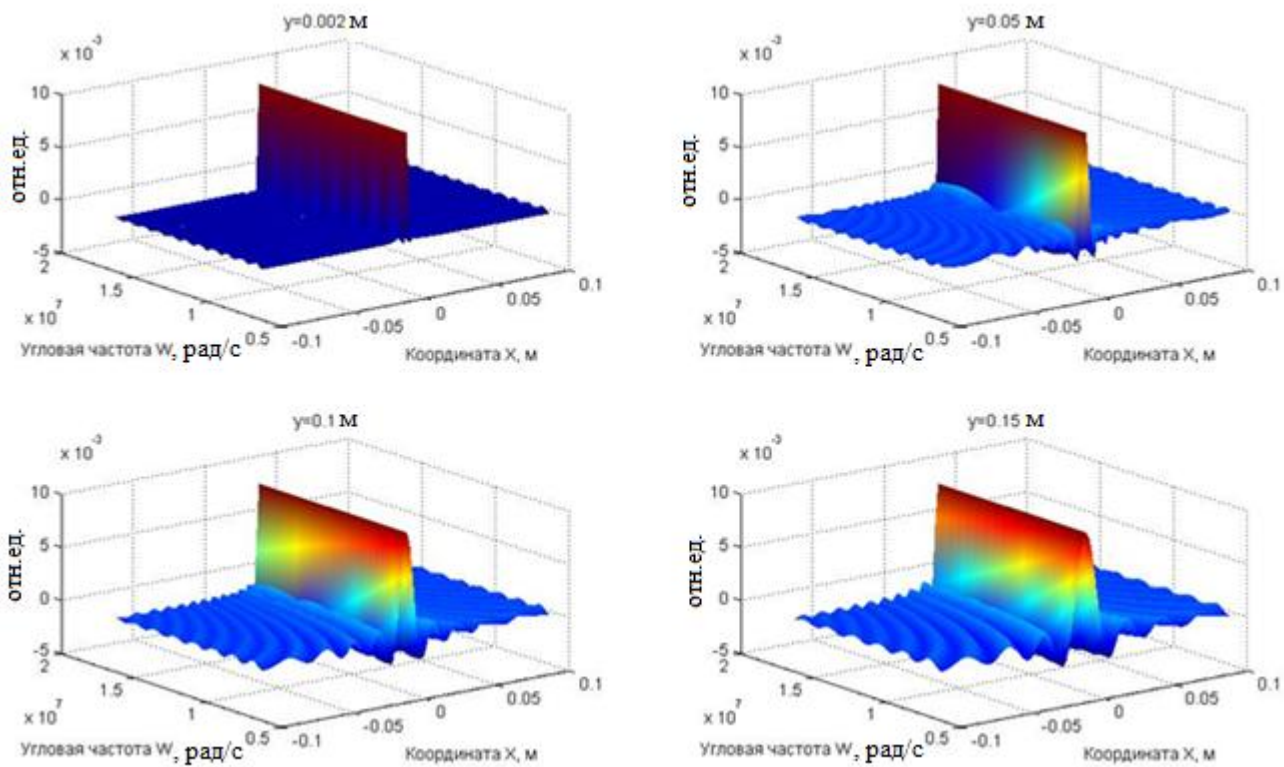


Рисунок 5.8. Зона чувствительности датчика на разных расстояниях $y = 0.002, 0.05, 0.1, 0.15$ м. По вертикальной оси отложена знакопеременная величина, пропорциональная корню из интенсивности (т.е. из акустояростной температуры).

Суммарный сигнал проинтегрирован (усреднен) по частотам, и результат показан на двумерном графике (рис. 5.9).

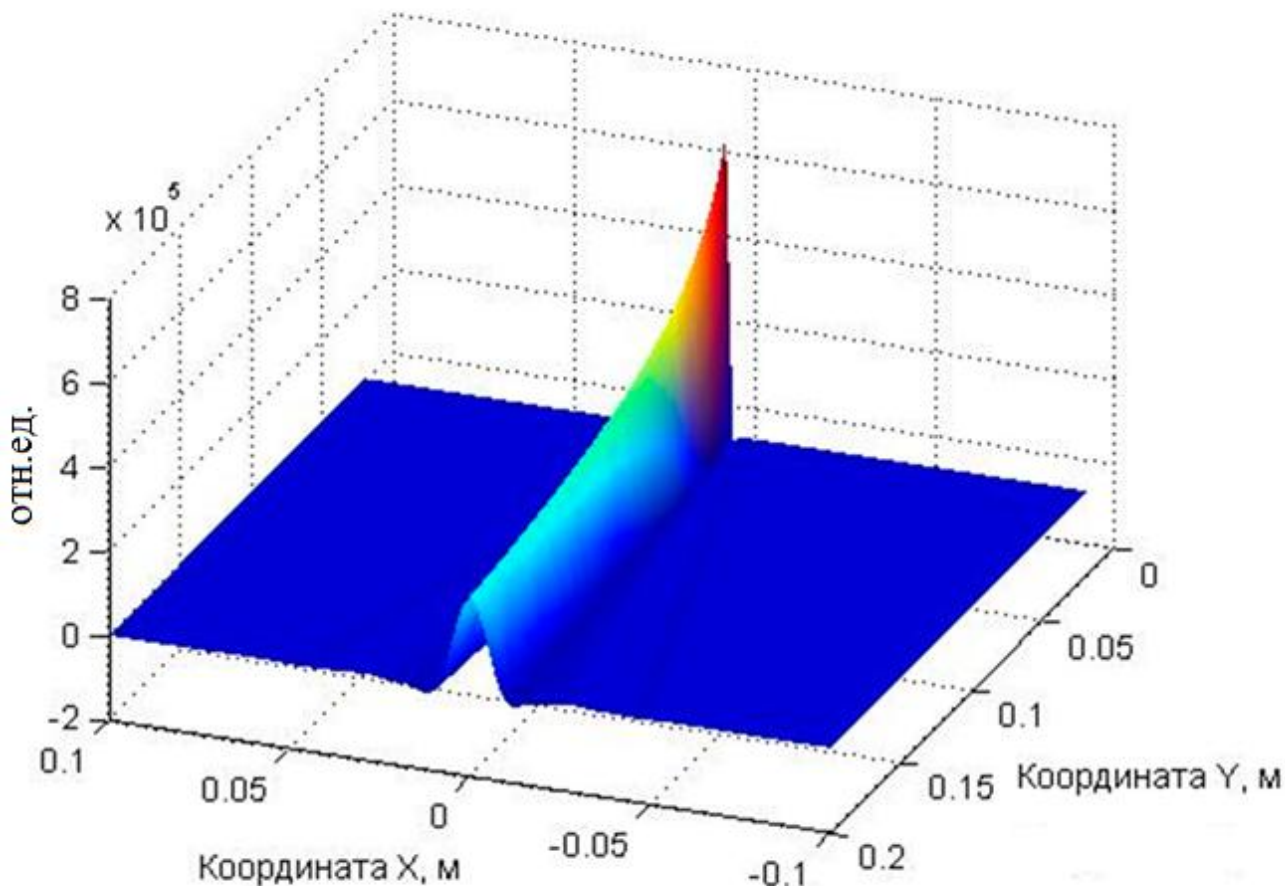


Рисунок 5.9. Зона чувствительности датчика. По вертикальной оси отложена знакопеременная величина, пропорциональная корню из интенсивности (т.е. из акустоярковой температуры).

Для заданных параметров X , Y проинтегрирован суммарный сигнал по всему источнику длины L . Простое интегрирование в данном случае законно, так как в соответствии с теоремой о сложении дисперсий независимых случайных величин квадрат суммы независимых сигналов равен сумме квадратов этих сигналов. При интегрировании к сигналу от каждой точки добавлен множитель $1/r$ (где r – расстояние до приемника), описывающий уменьшение интенсивности с расстоянием в двумерном случае.

Вернемся к анализу результатов математического эксперимента. Этот подход дал возможность наглядно увидеть степень неопределенности или точности определения координат нагретой мишени. Как и предполагалось, координата y определялась значительно менее точно, причем при некоторых положениях x мишени точность определения координаты y снижалась особенно резко.

На рис. 5.10 приведена серия диаграмм, визуализирующих исходные и восстановленные значения параметров теплового источника в случае использования десяти датчиков диаметром 0,01 м, расположенных на расстоянии 0,01 м друг от друга. Мишень размером 0,004 х 0,01 м перемещалась в координатном поле $X - \{-0.1; 0.1\}$ в метрах, $Y - \{0.01; 0.1\}$ в метрах. Скорость звука была принята за 1500 м/с, диапазон частот 1800000 ± 300000 Гц.

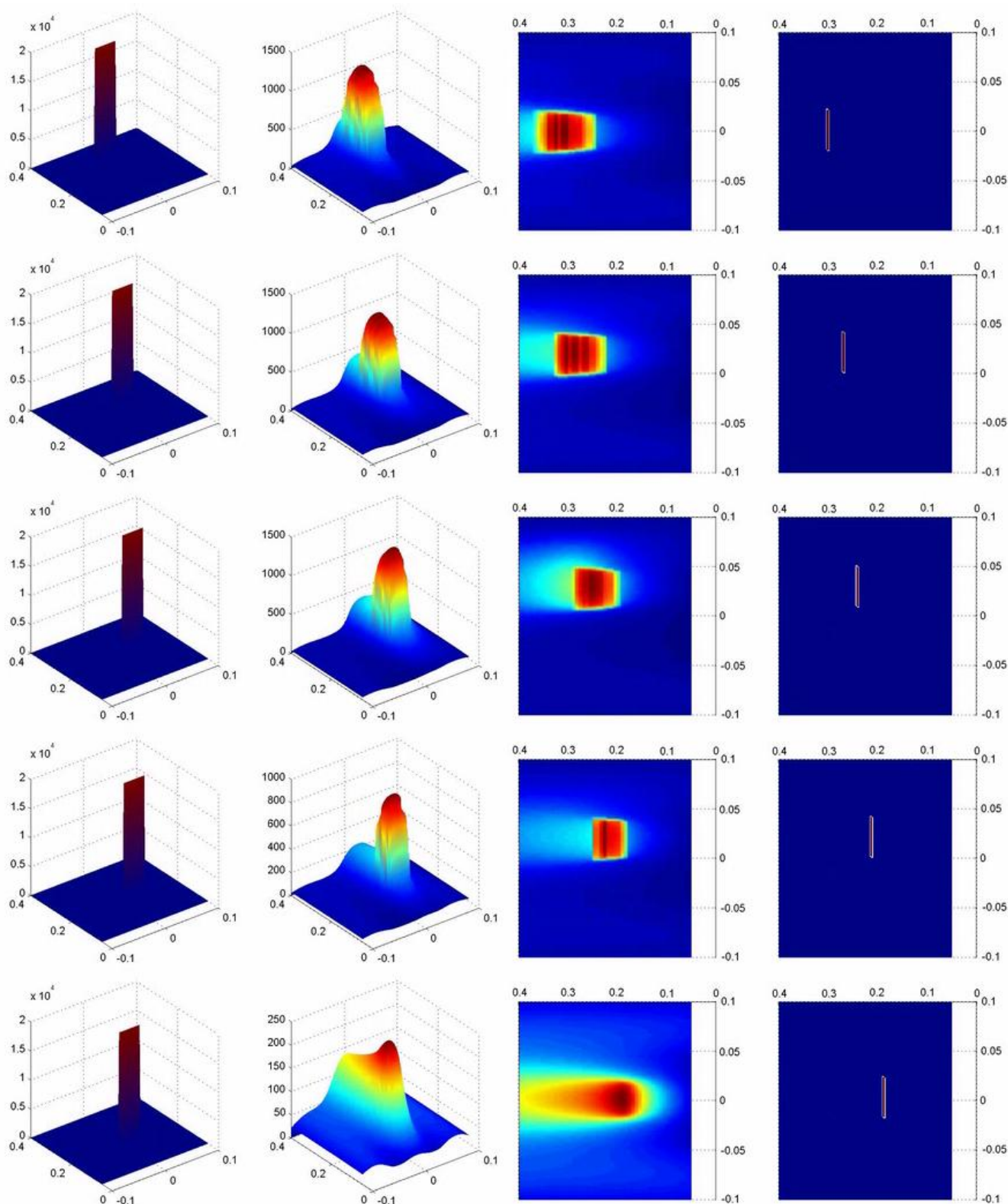


Рисунок 5.10а. Визуализация положения теплового источника. Пространственная размерность – метры, акустическая температура – относительные единицы.

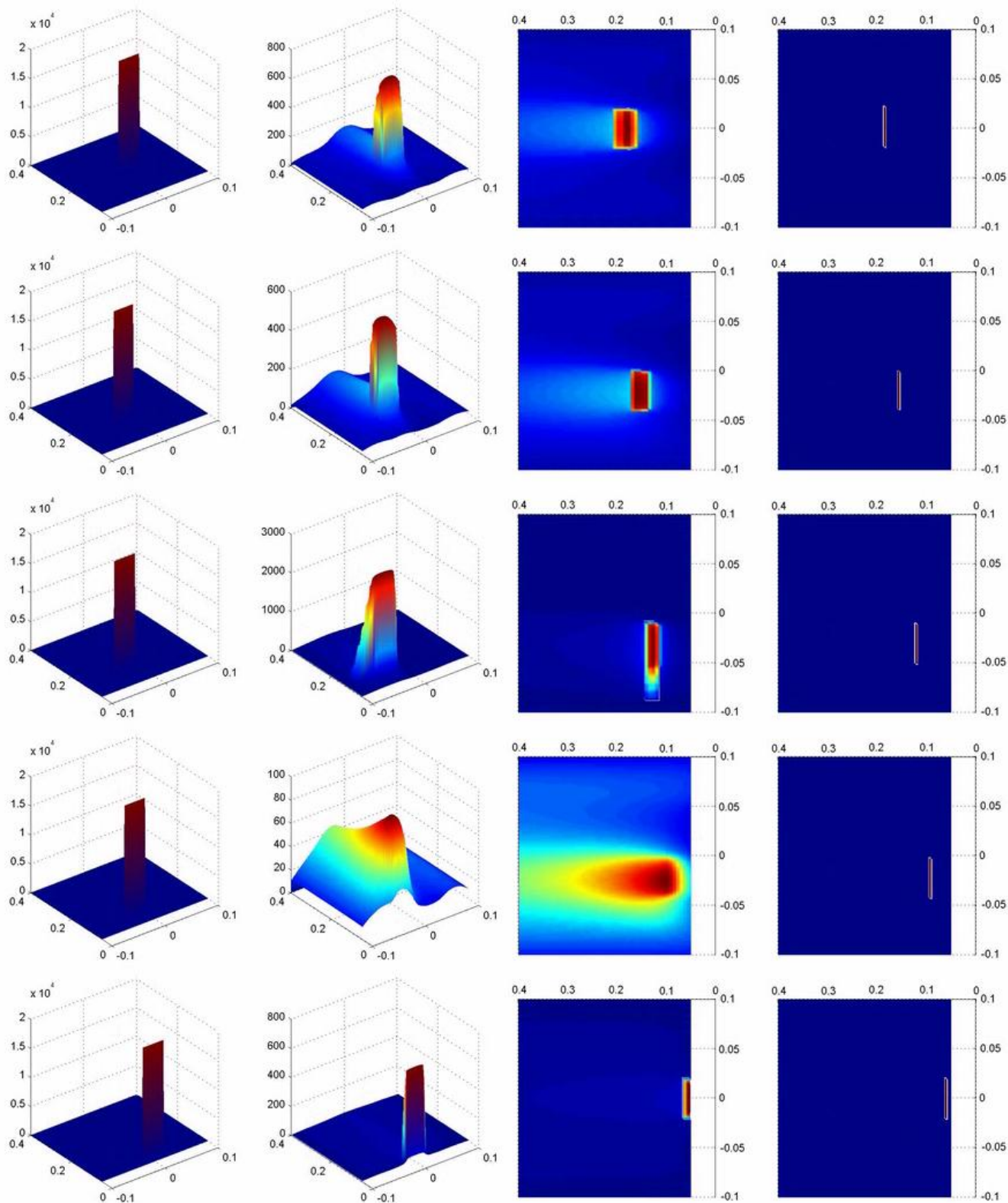


Рисунок 5.10б. Визуализация положения теплового источника. Пространственная размерность – метры, акустическая температура – относительные единицы.

Выводы из математического эксперимента:

- 1) Реконструкция вероятного положения источника тепла предлагаемым алгоритмом позволяет с хорошей степенью соответствия восстановить это положение и понятным способом его визуализировать, одновременно показать степень неопределенности решения.
- 2) В случае использования плоской решетки датчиков степень неопределенности положения источника по глубине выше степени неопределенности восстановленного положения источника по осям, лежащим в плоскости, параллельной плоскости решетки из датчиков.

Восстановление двумерного распределения внутренней температуры модельного объекта в натурном эксперименте

Нами было проведено восстановление двумерного распределения температуры модельного объекта [131], [132], [133], [129], [134]. Представленные результаты получены мной в соавторстве с А. А. Аносовым, Р. В. Беляевым, В. А. Вилковым, А. С. Казанским, А. Д. Мансфельдом

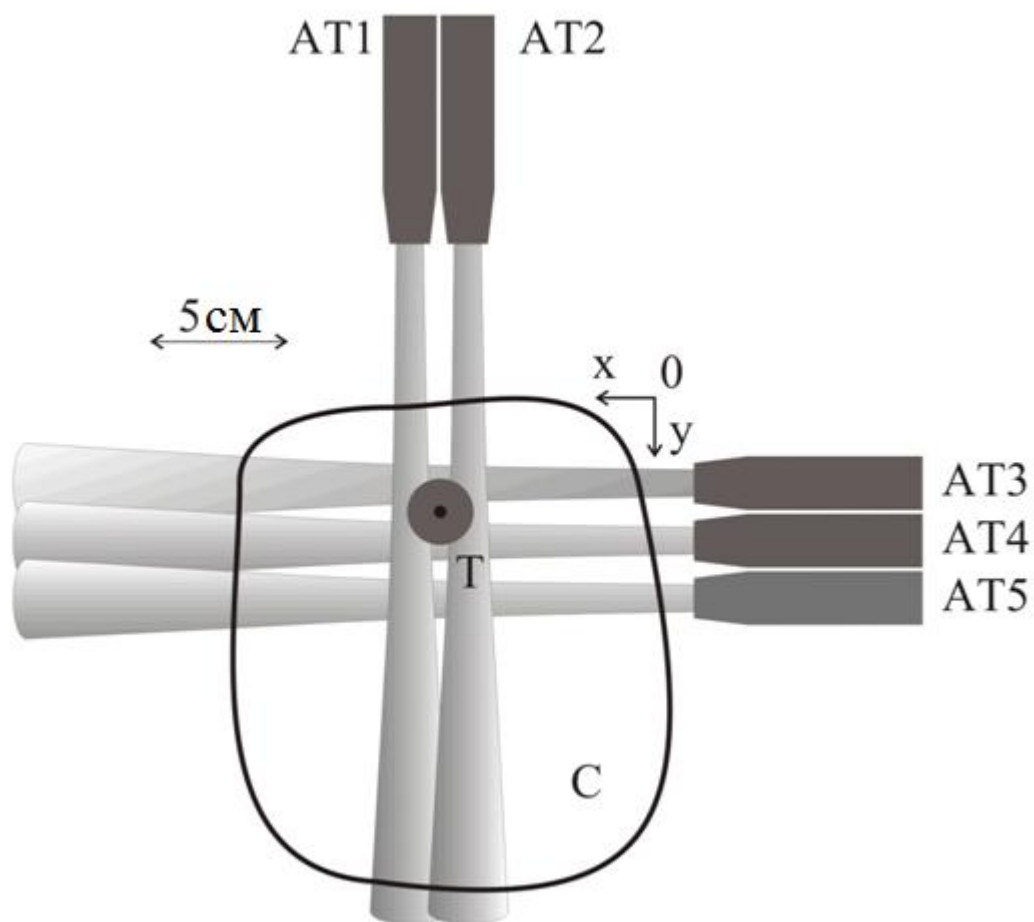


Рисунок 5.11. Схема эксперимента.

Схема акустических измерений

Схема эксперимента приведена на рис. 5.11. Измерения проводились в термостате (бак размером $43 \times 43 \times 15 \text{ см}^3$), наполненном водой. Ртутные и электронные термометры контролируют температуру резервуара с точностью $0,2 \text{ К}$. Измерения термоакустической эмиссии проводились пятью акустотермометрами (AT1 - 5), разработанными группой А. Д. Мансфельда из Института прикладной физики РАН, Нижний Новгород [132]. Диапазон частот приемника составил $1,8 \pm 0,4 \text{ МГц}$, диаметр приемника 10 мм .

Акустотермометры регистрировали давление звуковых волн, превращая его в электрическое напряжение и усиливая. Затем электрический сигнал проходил через квадратичный детектор и усреднялся в течение 30 мс. Выходной сигнал передавался в 14-разрядный аналого-цифровой преобразователь L-780M, разработанный фирмой LCard, и оцифровывался с частотой 1 кГц. Затем на компьютере усреднялся во временном окне 0,5 с. Рабочий объем С размером 13 x 18 см² с водой или водным раствором глицерина был помещен в бак. Боковые стенки рабочей области были сделаны из акустически прозрачной пленки (тонкого полиэтилена). В качестве нагреваемых объектов Т мы использовали вертикально расположенные пластилиновые цилиндры (8 см в высоту, диаметр основания 6, 10 и 22 мм). Металлический стержень (паяльник мощностью 25 Вт) диаметром 4 мм был помещен внутрь цилиндра вдоль его оси. Стержень нагревается до температуры 70 – 100 °С. В толще пластилина наблюдался значительный поперечный градиент температуры. Температура поверхности цилиндра была близка к температуре окружающей его среды. Температура вдоль цилиндра предположительно была постоянна. Температура, размер и местоположение источника тепла в водном растворе глицерина варьировались. Акустотермометры были размещены в горизонтальной плоскости по разные стороны цилиндра. Во всех случаях имели 2-D схему измерения.

Акустояркостьная температура

Для 2D случая акустояркостьная температура определяется следующим образом:

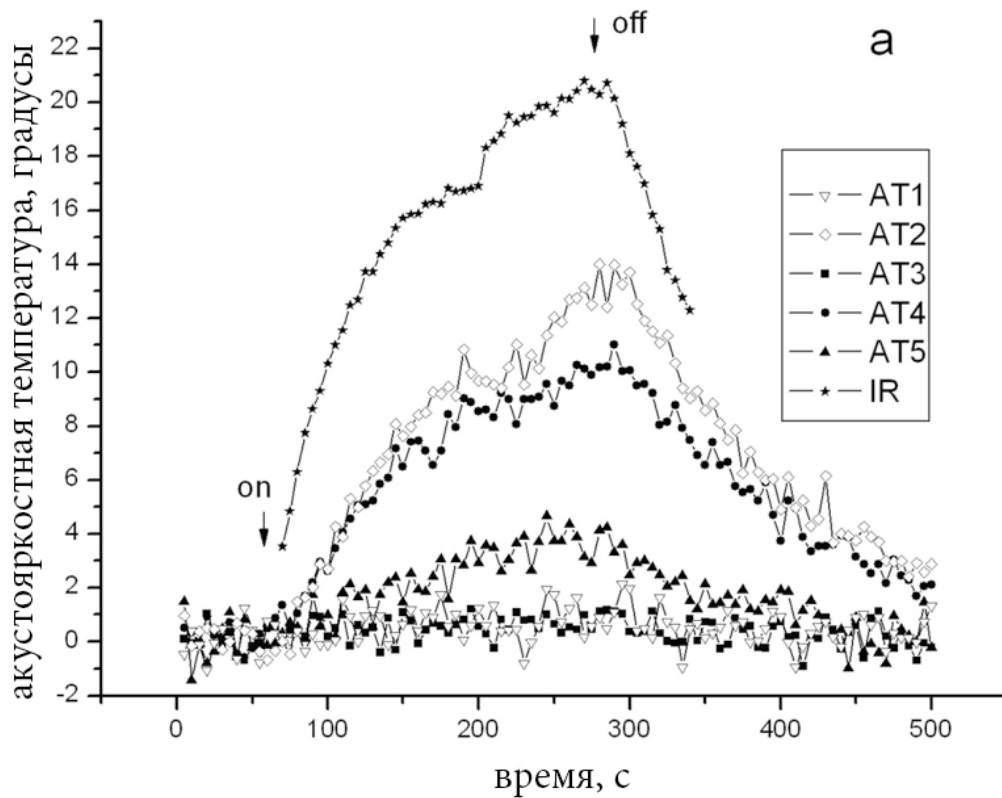
$$T_A = \int_0^{\infty} dy \int_{-\infty}^{+\infty} dx \alpha(x, y) A(x, y) T(x, y) \exp\left[-\int_0^y \alpha(x, y) dy\right] \quad (5.10)$$

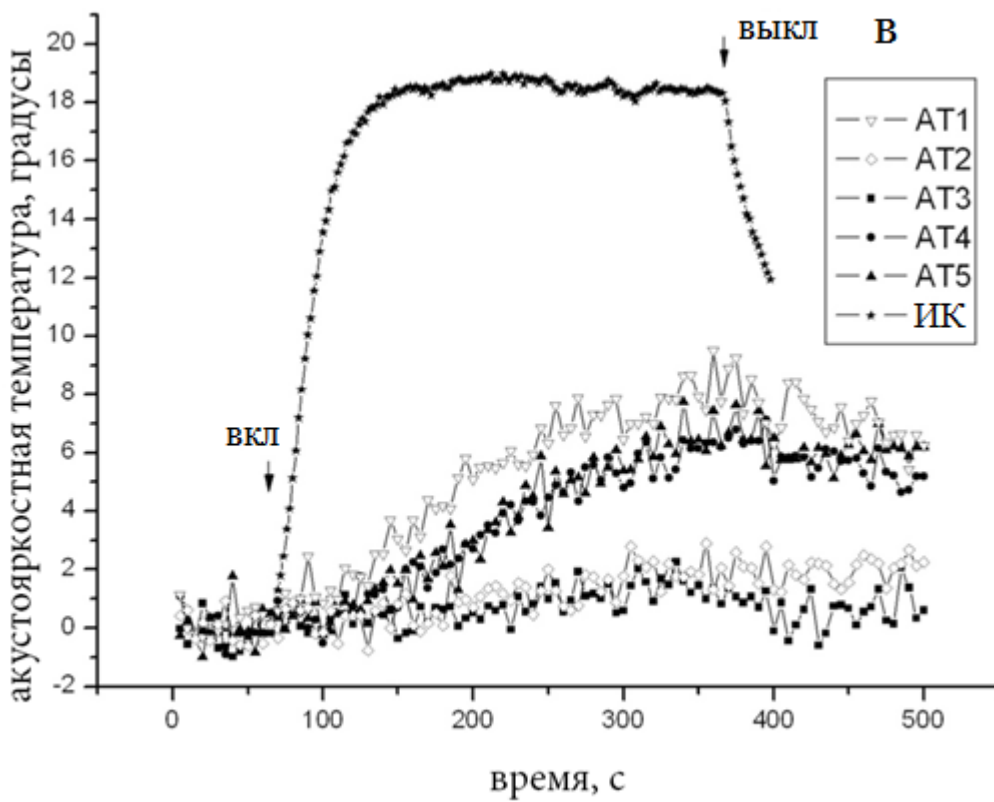
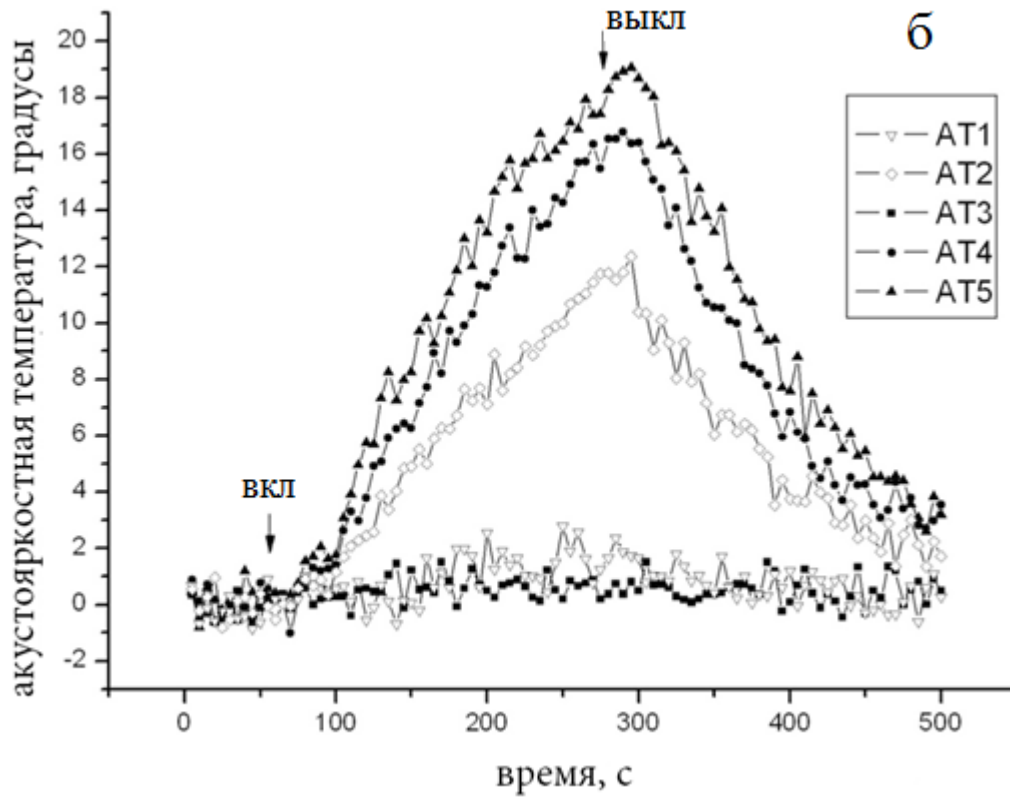
где $\alpha(x, y)$ - распределение коэффициента поглощения по интенсивности, $T(x, y)$ - внутреннее распределение температуры (относительно температуры окружающей среды $T = 0$), $A(x, y)$ – диаграмма направленности приемного датчика. Отметим

свойства выражения (5.10). Величина $A(x, y)$ нормирована $\int_{-\infty}^{+\infty} A(x, y) dx = 1$ для любого

у. Акустоярковая температура среды с постоянной температурой T_0 также равна T_0 . Это верно для любой функции $\alpha(x, y)$ и $A(x, y)$. Для калибровки акустоярковой температуры мы использовали нагретый пластилин (20 мм толщиной). Пластилин обладает значительным коэффициентом поглощения: $\alpha = 5 \text{ см}^{-1}$ на 2 МГц [52], и пластилиновую пластину можно рассматривать как абсолютно черное тело. Акустоярковая температура абсолютно черного тела равна его термодинамической температуре. Подробную информацию о калибровке можно увидеть в работе [112].

Измерения акустоярковой температуры





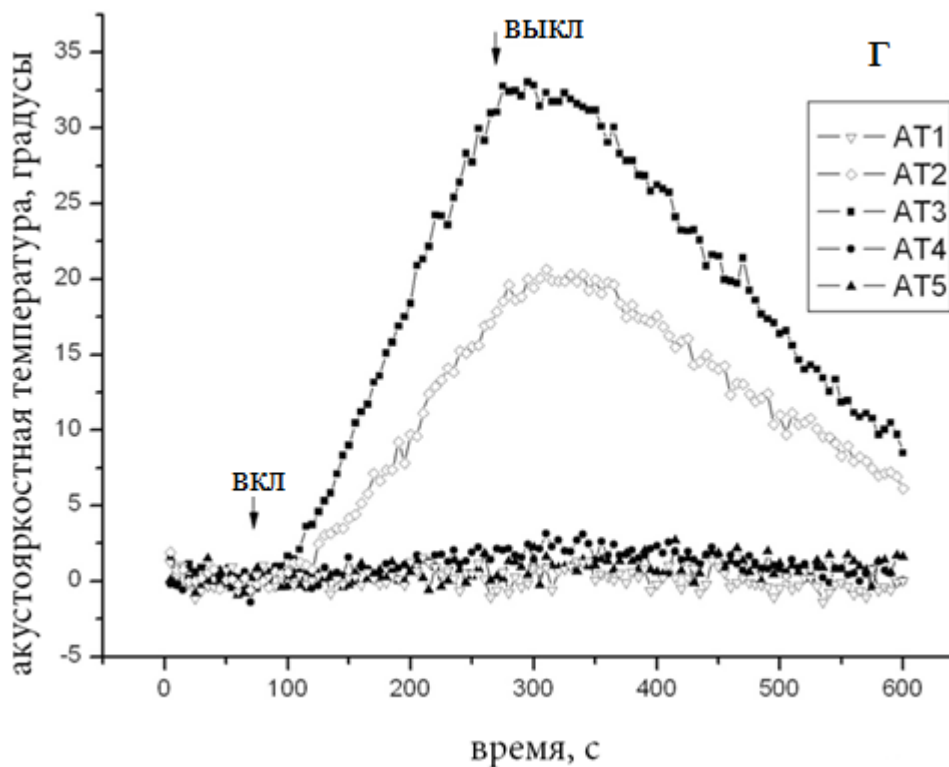


Рисунок 5.12: Временные зависимости акустояростных температур, измеренных в четырех экспериментах с 5-ю акустотермометрами (АТ). Нулю соответствует температура бака ($25\text{ }^{\circ}\text{C}$), усреднение по 5 с. Моменты включения и выключения нагрева показаны стрелками.

Временная зависимость акустояростной температуры, измеренная при изменении термодинамической температуры объекта, представлена на рис. 5.12. Эксперименты проводились в течение 8 - 10 мин. Нагрев включался (вкл, рис. 5.12) через 1 минуту и выключался (выкл, рис. 5.12) через 5 - 7 мин после начала эксперимента. Временные зависимости измеряемых акустояростных температур, представленные на рис. 5.12 а-в, получены для нагретого источника, расположенного в воде, а представленные на рис. 5.12 г, получены для нагретого источника, расположенного в водном растворе глицерина. Данные, представленные на рис. 5.12 а, б, получены для подогреваемой мишени диаметром 10 мм. Данные, представленные на рис. 5.12 в, г, получены для подогреваемой

мишени диаметром 22 мм. Все кривые были получены при различных положениях подогреваемой мишени. Временные изменения акустяркостной температуры определены сценарием эксперимента. Перед включением нагрева сигнал был равен нулю, после включения уровень сигнала повышался с некоторой временной задержкой, после выключения нагрева уровень сигнала также с некоторой временной задержкой снижался. Эти задержки были связаны с процессами теплообмена внутри цилиндра из пластилина.

Измерение коэффициента поглощения

Как известно, интенсивность термоакустической эмиссии зависит от коэффициента поглощения ультразвука в среде. В наших условиях поглощением ультразвука в воде по сравнению с поглощением в пластилине можно пренебречь. Мы измеряли поглощение в водном растворе глицерина следующим образом: от нагретой пластилиновой пластины толщиной 20 мм измерялась интенсивность термоакустической эмиссии, прошедшей через водный раствор глицерина (толщина поглощающей среды 13 см). Термодинамическая и, следовательно, акустяркостная температура нагретой пластины в ходе эксперимента снижались. В первом приближении мы можем определить коэффициент поглощения α , используя известное выражение:

$$\alpha = -\frac{\ln\left(\frac{T_A}{T_{AG}}\right)}{d} \quad (5.11)$$

где T_{AG} (T_A) - акустяркостная температура пластилина, находящегося в водном растворе глицерина (в воде), $d = 13$ см – размер полости с исследуемой средой. Результаты эксперимента представлены на рис. 5.13. Коэффициент α рассчитывался с помощью формулы (5.11) и был равен $0,11 \pm 0,01$ см⁻¹.

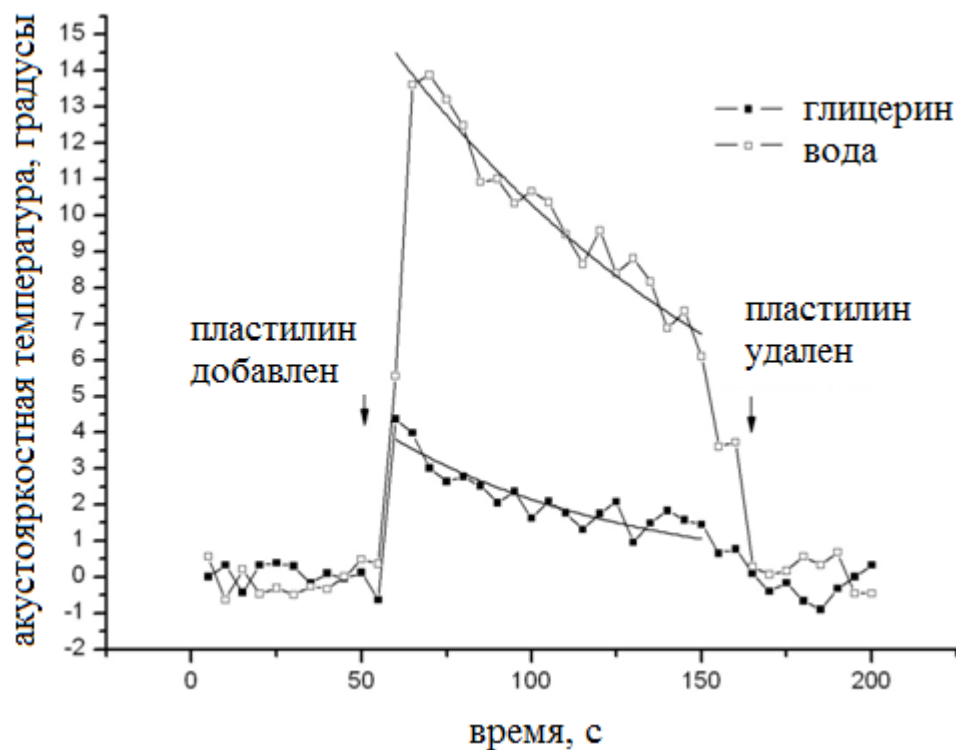


Рисунок 5.13. Акустояркая температура остывающего в воде и в водном растворе глицерина (предварительно нагретого) пластилина .

Определение диаграммы направленности акустотермометра

Для определения акустояркой температуры необходимо было определить диаграмму направленности акустотермометра (АТ). Источником акустической эмиссии служил пластилиновый цилиндр диаметром 6 мм. Внутри цилиндра находился нагреваемый металлический стержень диаметром 2 мм. Этот источник находится на расстоянии 7 см от АТ. Источник перемещался перпендикулярно акустической оси АТ. Измеряемые сигналы (нормированные на единицу) для трех АТ показаны на рис. 5.14. Координата 0 соответствует случаю, когда мишень находилась на оси диаграммы направленности АТ. Для измерения термоакустической эмиссии мы использовали широкополосный приемник (отношение ширины полосы пропускания к центральной частоте составляло 44%). Аппроксимировали диаграмму направленности гауссианом:

$$A(x) = \frac{1}{d_{AT} \sqrt{2\pi}} \exp\left(\frac{-x^2}{2d_{AT}^2}\right), \quad (5.12)$$

где x - положение источника относительно акустической оси, d_{AT} - поперечный размер диаграммы направленности, который и должен был быть определен. Радиальные распределения температуры $T(r)$ внутри цилиндра рассчитаны с помощью выражения: $T(r) = T_R \ln(r_2/r) / \ln(r_2/r_1)$, где $r_1 = 1$ мм радиус металлического стержня, $r_2 = 3$ мм радиус пластилинового цилиндра, T_R является температурой стержня. Это радиальное распределение температуры является решением стационарного уравнения теплопроводности. Выражения (5.10) и (5.12) позволяют рассчитать акустостоярковую температуру как функцию зависимости от расстояния между мишенью и акустической осью приемника. Акустостоярковые температуры (нормированные на единицу), рассчитанные с $d_{AT} = 2,6$ мм показаны на рис. 5.13 (кривая 1). Видно, что расчетные данные близки к экспериментальным данным.

Мы использовали также другое приближение. Мы рассматривали распределение температуры как функцию Гаусса

$$T = T_0 \exp\left(\frac{-r^2}{2d^2}\right), \quad (5.13)$$

где T_0 и d являются эффективной температурой и размером источника тепла. Мы предполагали, что диаграмма направленности акустотермометра является лучом. В этом случае акустостоярковая температура, рассчитанная при $d = 3$ мм, показана на рис. 5.14 (кривая 2). Видно, что расчетные данные близки к экспериментальным данным, и мы можем использовать эти приближения в расчете.

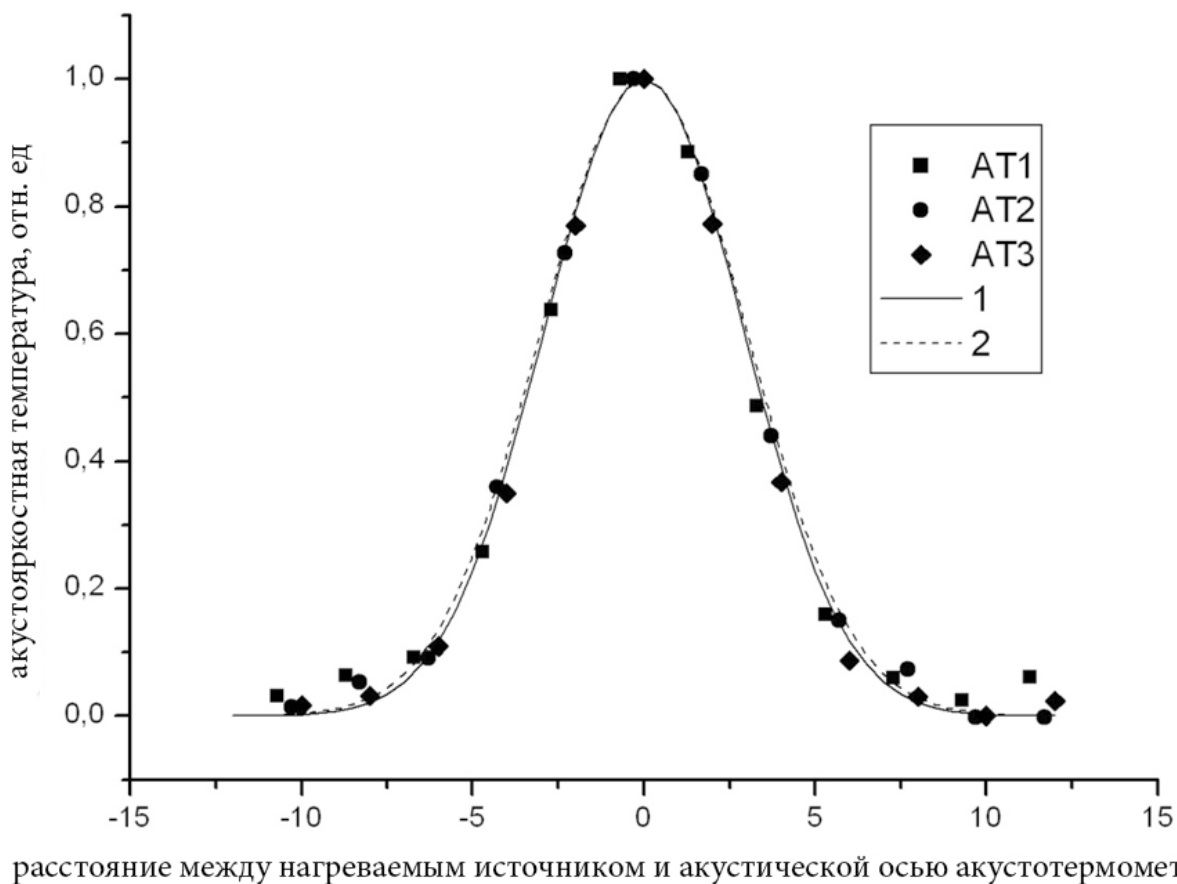


Рисунок 5.14. Диаграмма направленности широкополосных акустических датчиков (маркеры - эксперимент, линии - расчет).

Измерения инфракрасного теплового излучения

Наряду с акустотермометрией мы провели измерения инфракрасного (ИК) теплового электромагнитного излучения. Мы использовали портативный компьютерный термограф ИРТИС-2000, разработанный компанией ИРТИС (www.irtis.ru). Порог чувствительности этого термографа равен 0,05 К. ИК-измерения дали информацию о температуре поверхности объекта. В наших экспериментах пластилиновый цилиндр (источник акустической эмиссии) находился в воде, и мы не могли измерить его температуру с помощью термографа. С помощью термографа мы измерили температуру поверхности металлического стержня над поверхностью воды. Результаты эксперимента

представлены на рис. 5.12а, в и на рис. 5.15. Измеренное значение радиояркостной температуры можно рассматривать как оценку температуры источника тепла.

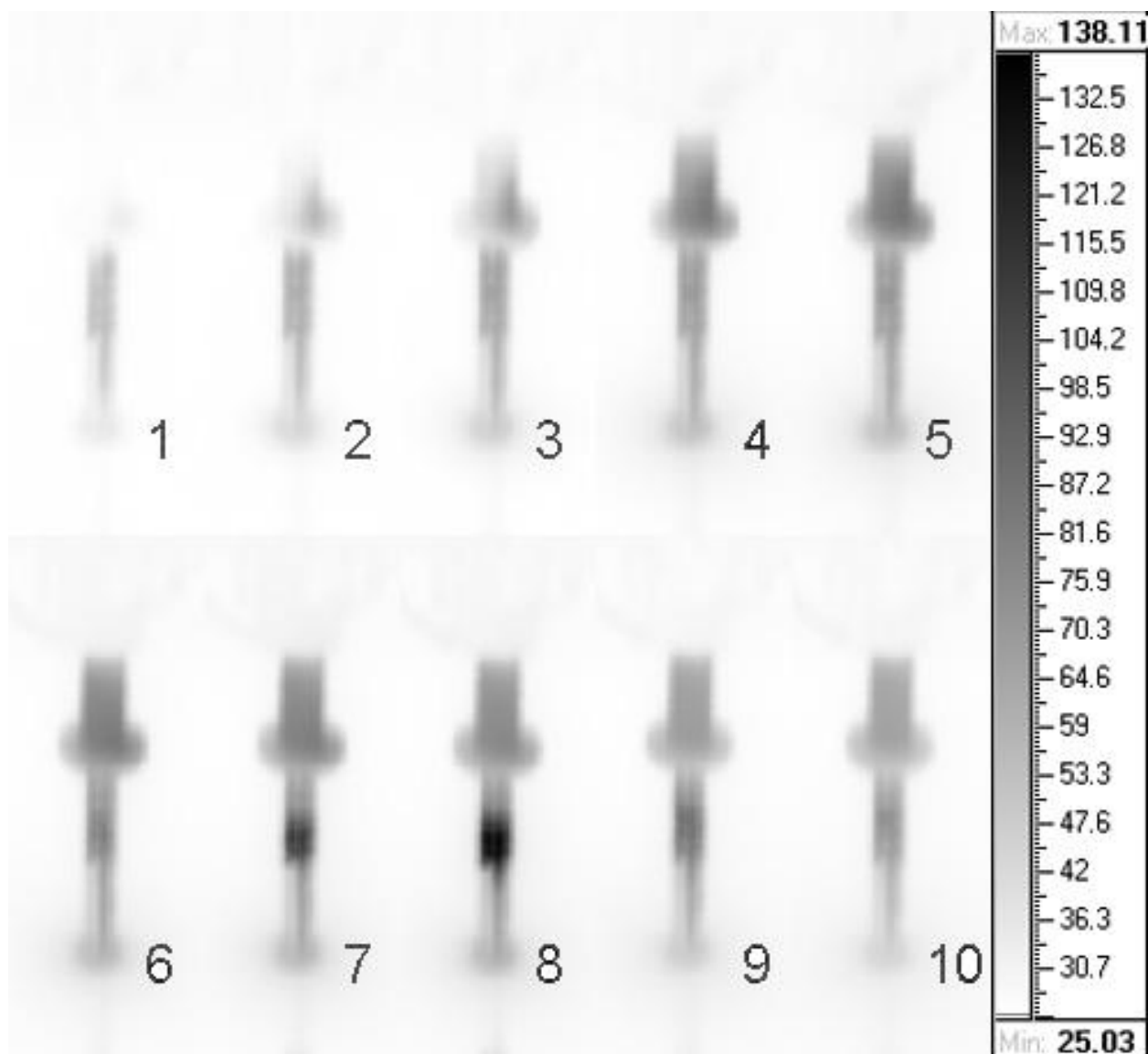


Рисунок 5.15. ИК изображения нагревающегося (1 - 8) и остывающего (9, 10) паяльника.

Алгоритм восстановления температурного распределения

Будем считать, что распределение температуры задается четырьмя параметрами. Координаты x_0 и y_0 определяют положение центра подогреваемой области, T_0 - максимальная температура (относительно принятой за ноль температуры

аквариума) и d - размер нагретой области. Представим диаграмму направленности акустотермометра в виде луча. Поэтому акустотермометрическую температуру можно рассчитать следующим образом:

$$T_{Ai} = T_0 \exp \left[-\alpha y_0 - \frac{(x_{ATi} - x_0)^2}{2d^2} \right], \text{ при } i = 1, 2;$$

$$T_{Ai} = T_0 \exp \left[-\alpha x_0 - \frac{(y_{ATi} - y_0)^2}{2d^2} \right], \text{ при } i = 3, 4, 5 \quad (5.14)$$

где i - это номер акустотермометра, x_{ATi} и y_{ATi} - координаты центров осей акустотермометров, α - коэффициент поглощения среды в исследуемом объеме (если в исследуемом объеме находится вода, то $\alpha = 0$).

Алгоритм восстановления температуры состоял из трех этапов:

На первом этапе определяли координаты x_0 и y_0 центра подогреваемой области. Мы предполагали, что эти координаты находятся внутри области, ограниченной диаграммами направленности акустотермометров $\begin{cases} x_{AT1} \leq x_0 \leq x_{AT2} \\ y_{AT3} \leq y_0 \leq y_{AT5} \end{cases}$.

Если сигнал среднего акустотермометра не равен нулю, а сигналы двух соседних акустотермометров равны нулю, то можно считать, что искомые координаты центра области равны среднему значению координат центров акустотермометров. Если сигналы двух соседних акустотермометров равны, то координата центра источника находится посередине между этими акустотермометрами. В остальных случаях соблюдается очевидная пропорция величины сигналов и координат.

Эти правила позволяли вычислить координаты источника:

$$x_0 = \frac{x_{i+1} + x_i}{2} + \frac{T_{Ai+1} - T_{Ai}}{T_{Ai+1}} \cdot \frac{x_{i+1} - x_i}{2},$$

$$y_0 = \frac{y_{i+1} + y_i}{2} + \frac{T_{Ai+1} - T_{Ai}}{T_{Ai+1}} \cdot \frac{y_{i+1} - y_i}{2}, \quad (5.15)$$

где x_{i+1} и x_i (y_{i+1} и y_i) - x (y) координаты центров ближайших акустотермометров ($T_{Ai+1} \geq T_{Ai}$).

На втором этапе определяли коэффициент поглощения внутри полости с водным раствором глицерина. Мы использовали два метода для расчета коэффициента поглощения. Во-первых, мы измерили значение поглощения по формуле (5.11, см. также рис. 5.13). Во-вторых, мы оценили его с помощью метода, предложенного А. А. Аносовым и Л.Р. Гавриловым в 2005 году. Этот метод позволяет не проводить дополнительные измерения, но использовать только информацию об измеряемых акустоярковых температурах. Как можно видеть на рис. 5.12г акустоярковая температура, измеренная третьим акустотермометром, больше, чем измеренная вторым АТ. Эта разность сигналов от одного источника связана с разностью хода звуковых волн от источника к приемникам. Акустическое излучение в поглощающей среде (внутри полости с водным раствором глицерина) по пути от источника к третьему АТ меньше, чем ко второму АТ (см. рис. 5.11). Эти значения акустоярковой температуры позволили оценить коэффициент поглощения водного раствора глицерина:

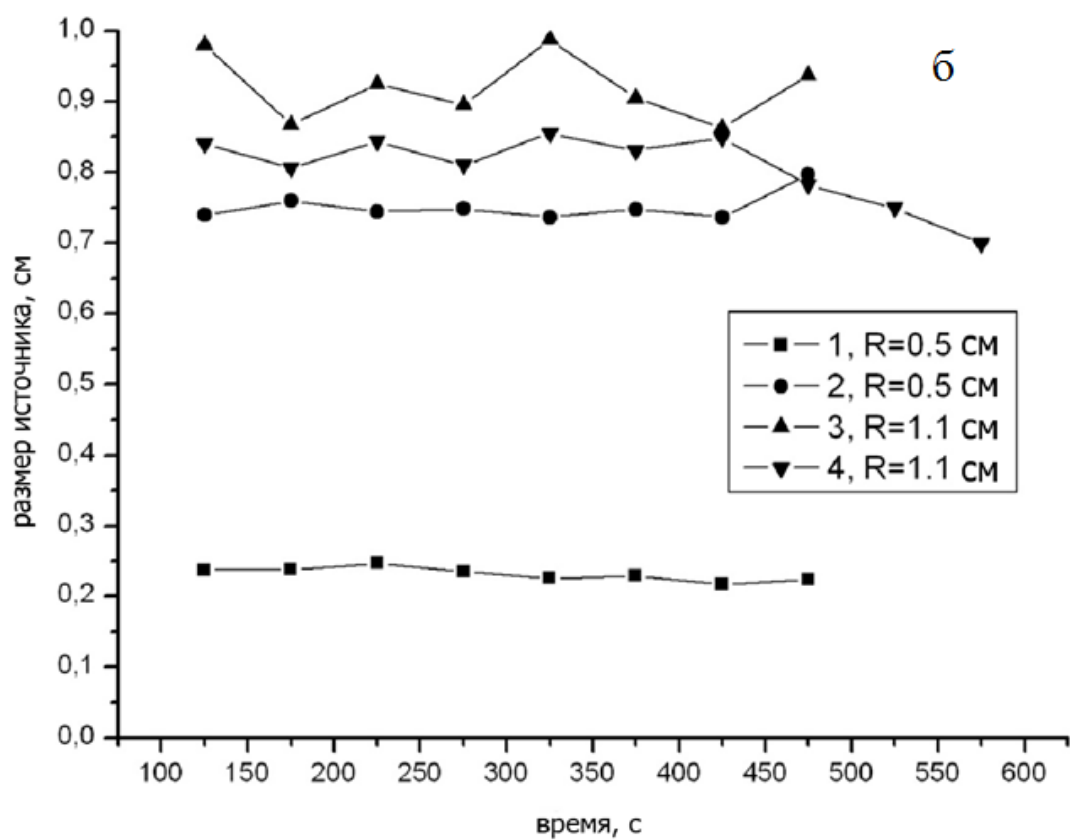
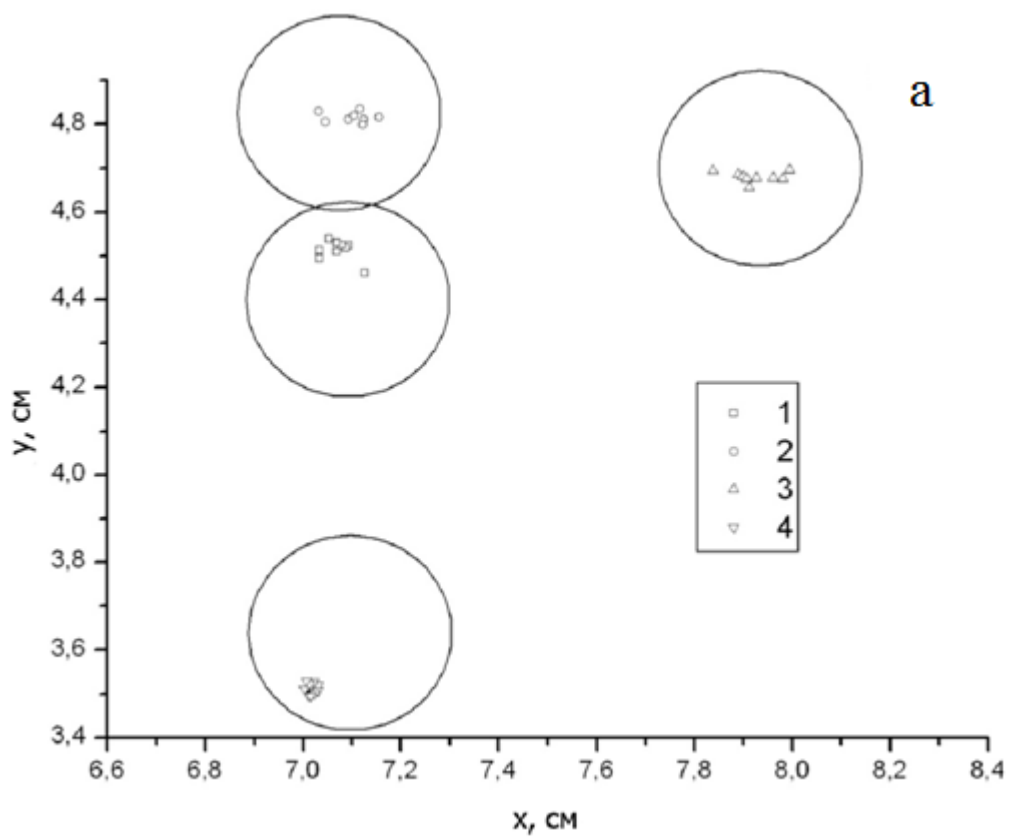
$$\alpha = \frac{\ln\left(\frac{T_{A1}}{T_{A3}}\right)}{x_0 - y_0} \quad (5.16)$$

На третьем этапе минимизировалась функция $F(T_0, d)$ для определения температуры T_0 и размера d источника:

$$F(T_0, d) = \sum_{i=1}^5 [T_{AiEXP} - T_{Ai}(T_0, d)]^2 \rightarrow \min, \quad (5.17)$$

где T_{AiEXP} являются экспериментальной акустоярковой температурой, T_{Ai} являются акустоярковой температурой, рассчитанной в соответствии с выражением (5.14).

Результаты



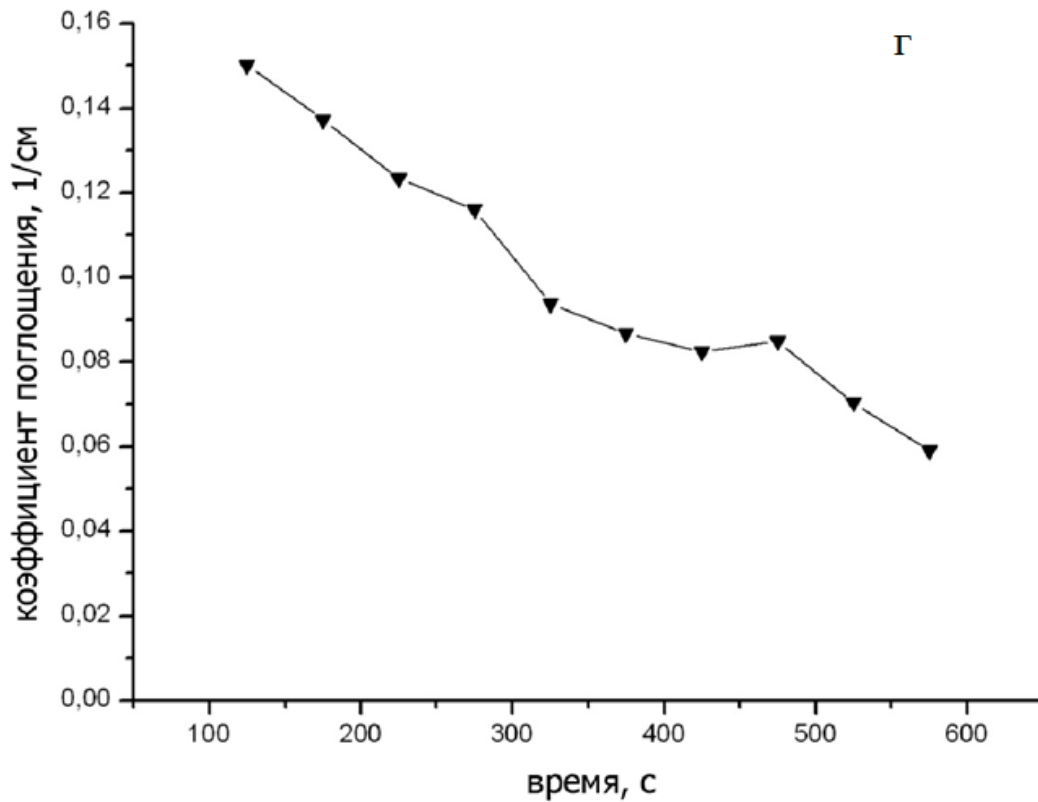
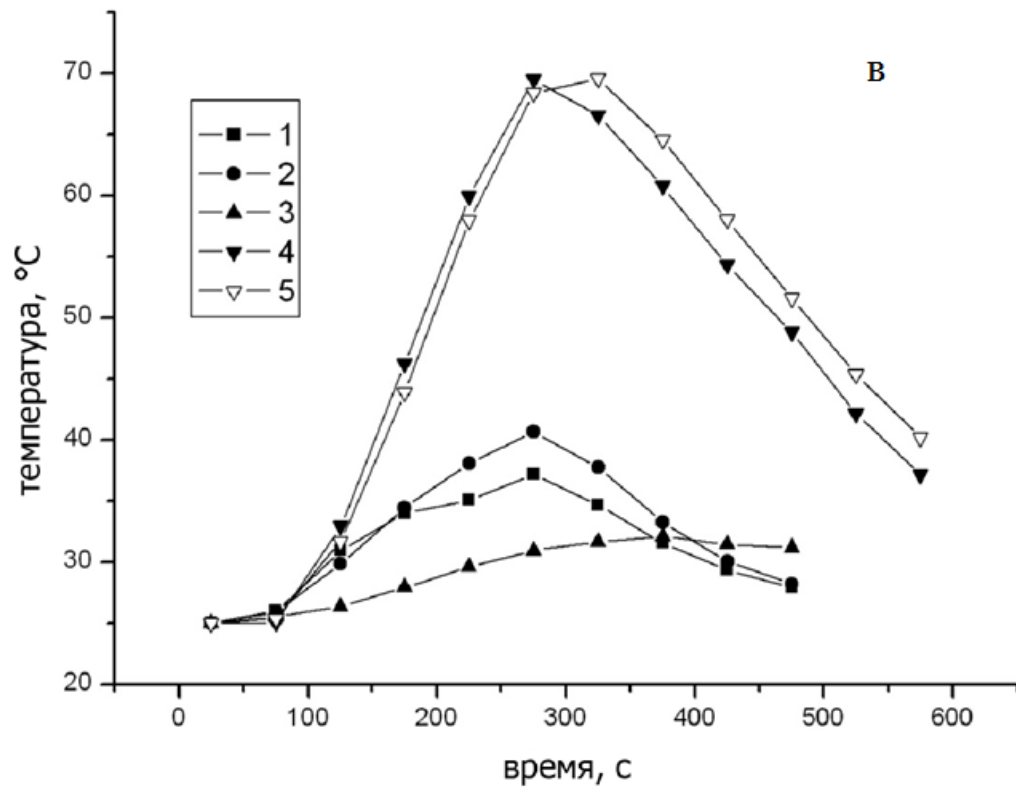


Рисунок 5.16. Восстановление положения центра (а), размера (б) и температуры нагретой области: 1 - 4 - номер эксперимента, а) круги показывают реальное

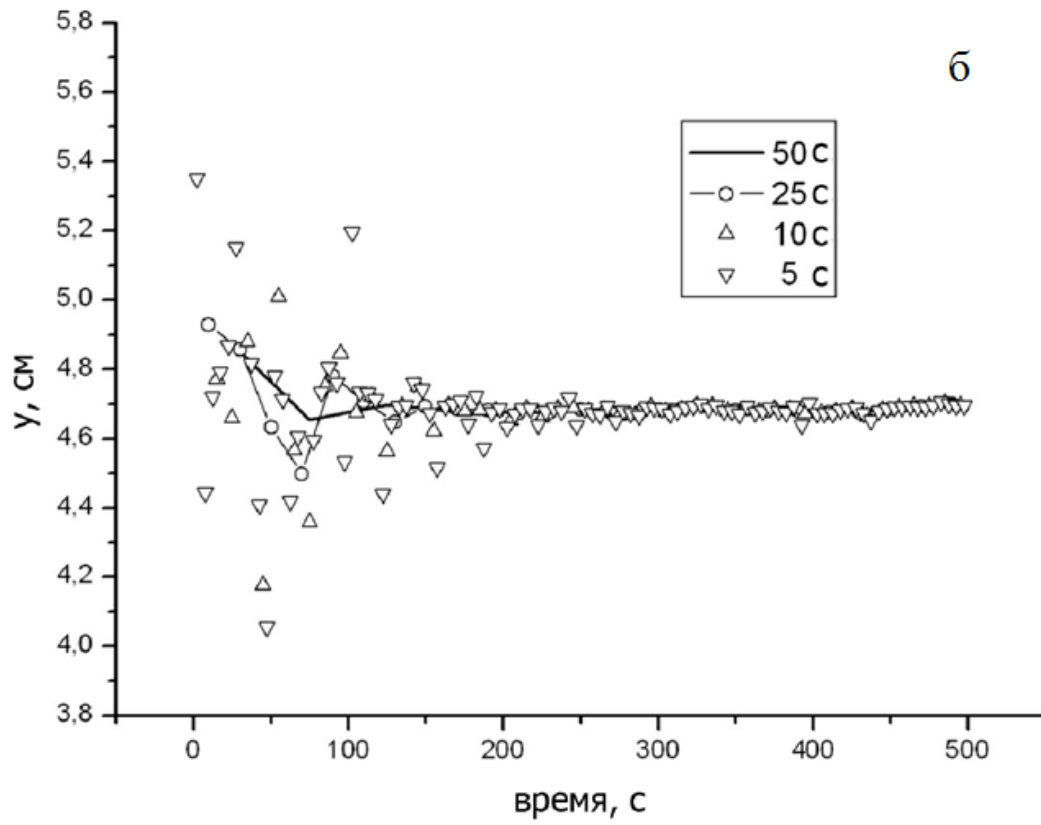
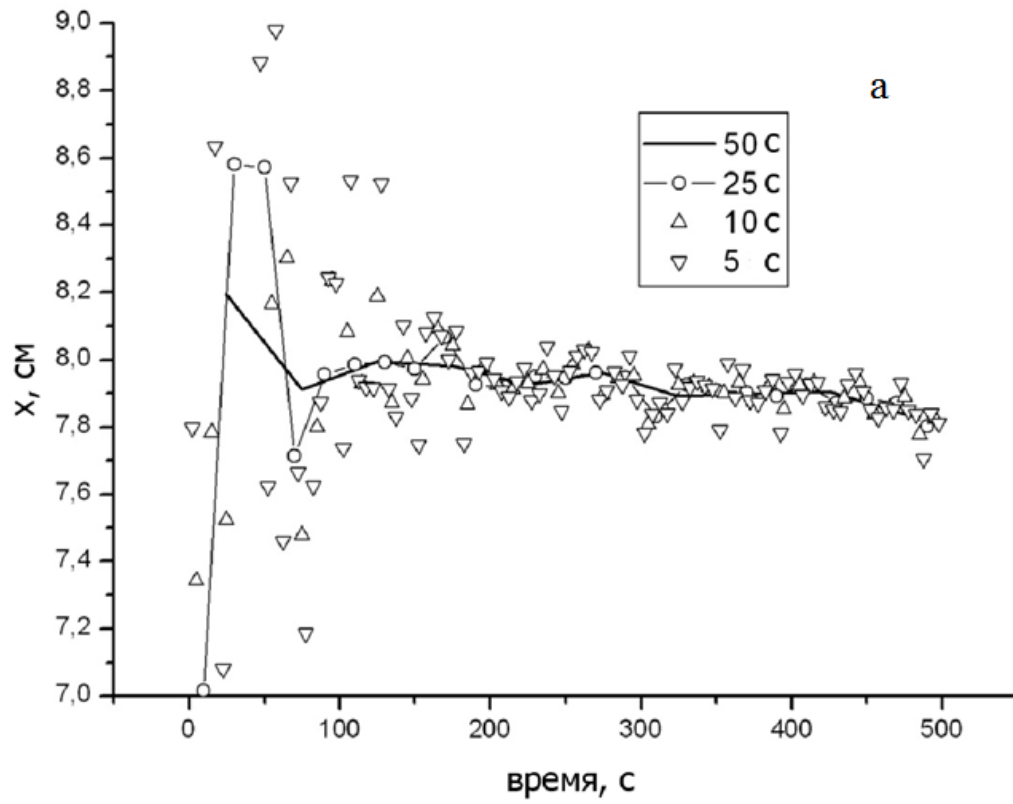
расположение нагретой области, в) кривая 5 получена при коэффициенте поглощения 0.11 см^{-1} , г) восстановление коэффициента поглощения.

Восстановление положения центра подогреваемой области, размера источника и его температуры показано на рис. 5.16а-в. Для получения этих результатов мы усредняли экспериментальные данные за 50 с. Подогрев был включен примерно через 60 с после начала измерений. Акустояркая температура до включения нагрева была равна нулю (см. рис. 5.12) и оставалось таковой в течение приблизительно 40 с после включения, когда пластилин нагревался внутри цилиндра. Таким образом, алгоритм восстановления параметров мишени начал работу на 100-й секунде после начала эксперимента. На рис. 5.16а мы видим, что восстановленная позиция источника тепла изменяется незначительно (в пределах около 1 - 2 мм). Таким образом, алгоритм позволяет восстановить положение источника тепла достаточно хорошо.

Восстановленные размеры источника тепла показаны на рис. 5.16б. Мы видим, что они изменились незначительно (в пределах около 1 мм). Но есть и систематические ошибки определения размера источника. Например, для источника радиусом 0,5 см в одном случае размер был равен примерно 0,2 см, а в другом случае около 0,7 см. Мы считаем, что это связано с малым размером источника по сравнению с расстоянием между приемниками. Для цилиндра с радиусом 1,1 см реконструированный эффективный размер (0,8 - 1,0 см), близок к реальному значению. Восстановленные эффективные температуры приведены на рис. 5.16в. Заметим, что временная зависимость этих температур коррелирует со значением акустоярких температур очень хорошо. Мы не можем определить распределение температуры внутри цилиндра из пластилина. Мы рассчитываем только два параметра этого распределения: эффективный размер и температуру. Мы не измеряли температуру в цилиндре, но мы зарегистрировали температуру металлического стержня над поверхностью воды с помощью ИК-термографа.

Значения восстановленного коэффициента поглощения показаны на рис. 5.16г. Эти значения близки к измеренным значениям коэффициента поглощения. Температуры, полученные с помощью восстановления и измерения, показаны на рис. 5.16в (кривые 4 и 5), и эти результаты близки. Мы видим, что восстановленные значения коэффициента поглощения в ходе эксперимента уменьшались. Это может быть связано с уменьшением поглощения в водном растворе глицерина с ростом температура раствора. Аналогичные результаты были получены в работе [62].

Результаты восстановления представлены на рис. 5.16, где данные были усреднены за 50 с, притом, что результаты экспериментов на рис. 5.12 были получены усреднением только в течение 5 с. Мы попытались восстановить распределение температуры, координат, размеров и температуры теплового источника усредняя по 5, 10, 25 и 50 с, эти данные показаны на рис. 5.17. Мы видим, что усреднение по 10 секунд и более дает допустимые для медицинских целей результаты.



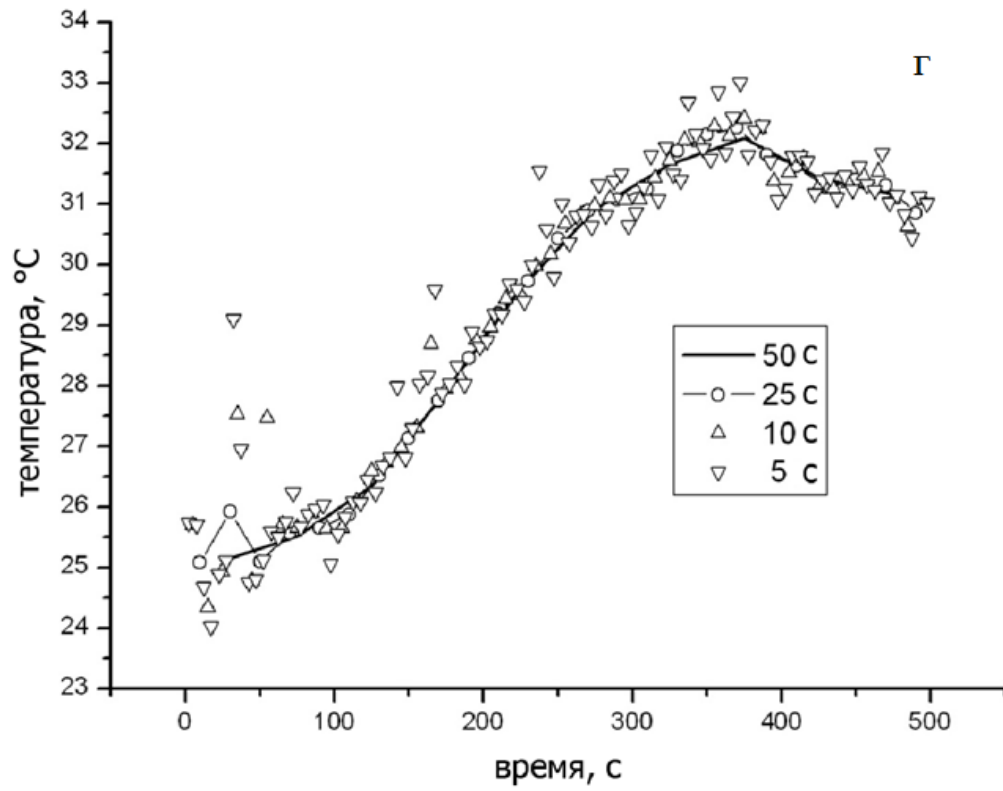
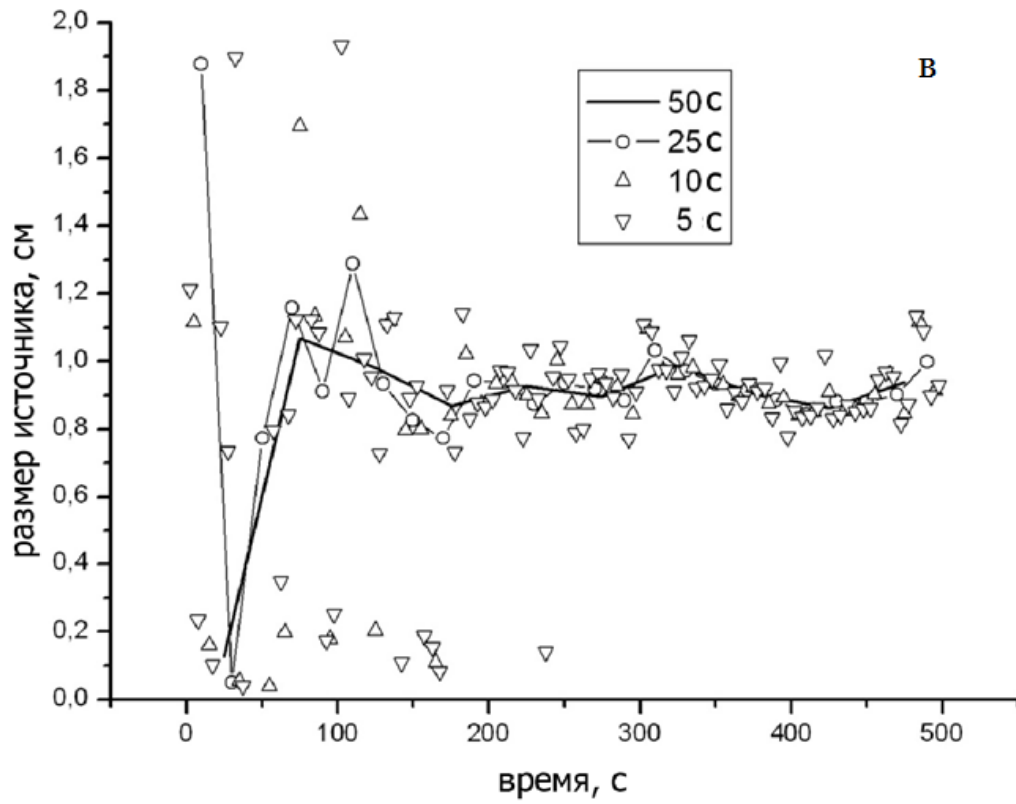


Рисунок 5.17. Восстановление x (а) и y (б) координаты центра, размера (в) и температуры (г) нагретой области при усреднении экспериментальных данных (представленных на рис. 5.12в) за 5, 10, 25 и 50 с.

Таким образом, мы произвели экспериментальное восстановление распределения температуры внутри модельного объекта. Мы получили информацию о местонахождении, размере и температуре модельного объекта, используя данные пяти АТ. Кроме того, были определены временные изменения параметров распределения температуры. Для контроля температуры мы использовали измерения и акустического, и инфракрасного излучения. Особенно важным результатом, является возможность восстановления искомых параметров за времена усреднения 5, 10 и 25 с.

Восстановление распределения температуры с помощью двумерной решетки пьезодатчиков

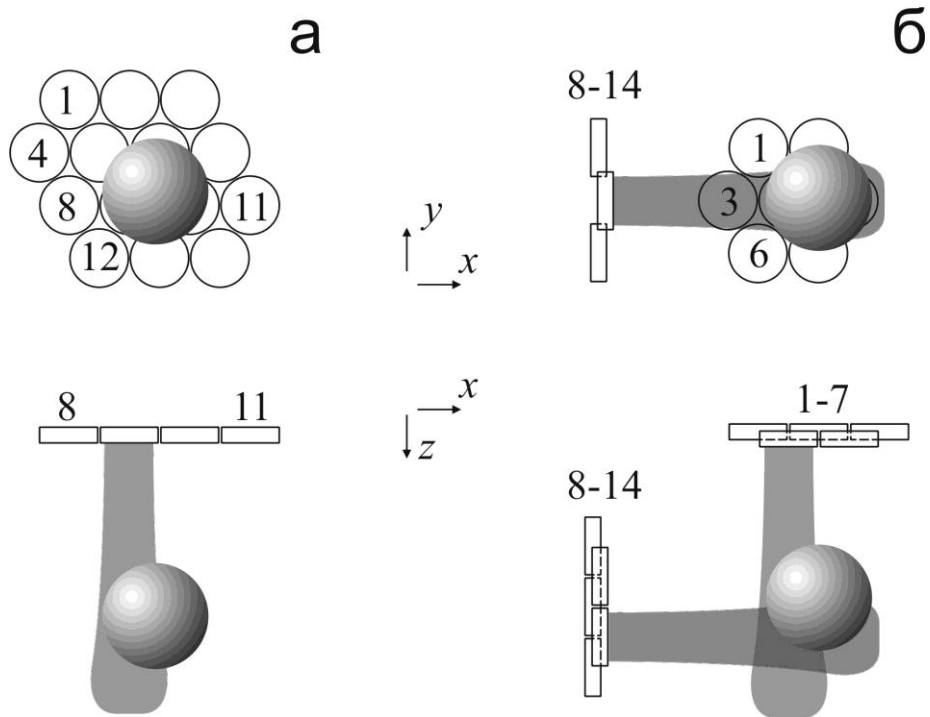


Рисунок 5.18. Схемы некорреляционного приема теплового акустического излучения при использовании 14 датчиков в одной (а) и в двух (б) плоскостях.

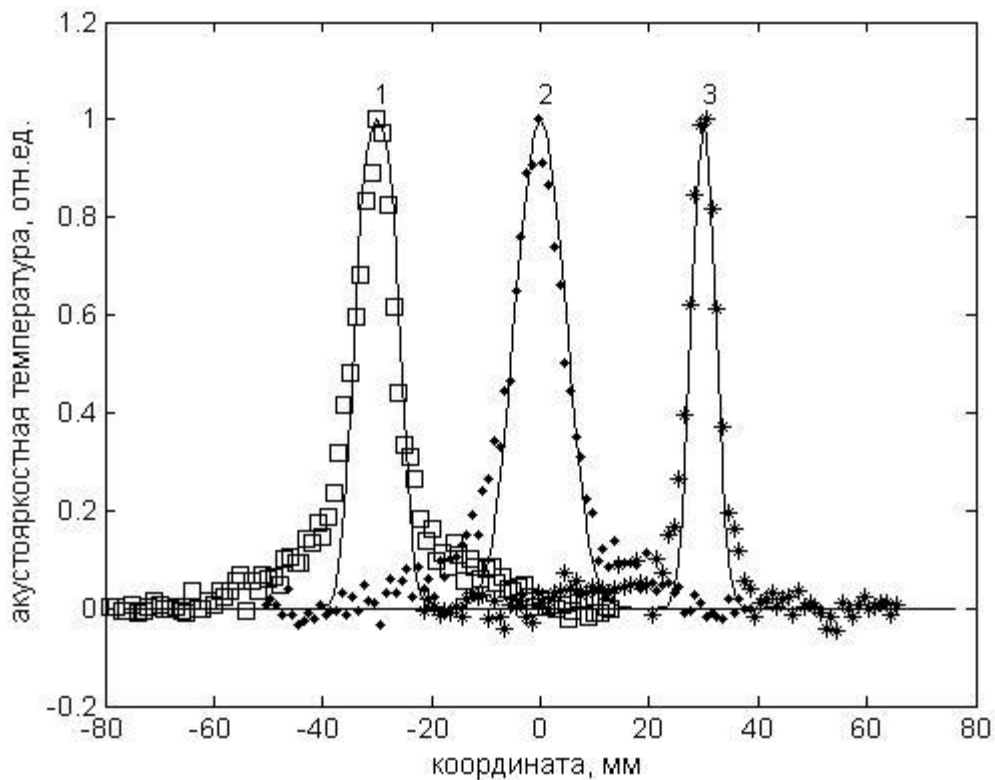


Рисунок 5.19. Измерение и расчет (сплошные линии) акустояркой температуры при сдвиге источника по оси x относительно приемника. Источник размером 9 мм (1 и 2) и 4 мм (3) на расстоянии 44 мм (1 и 3) и 88 мм (2) от приемника.

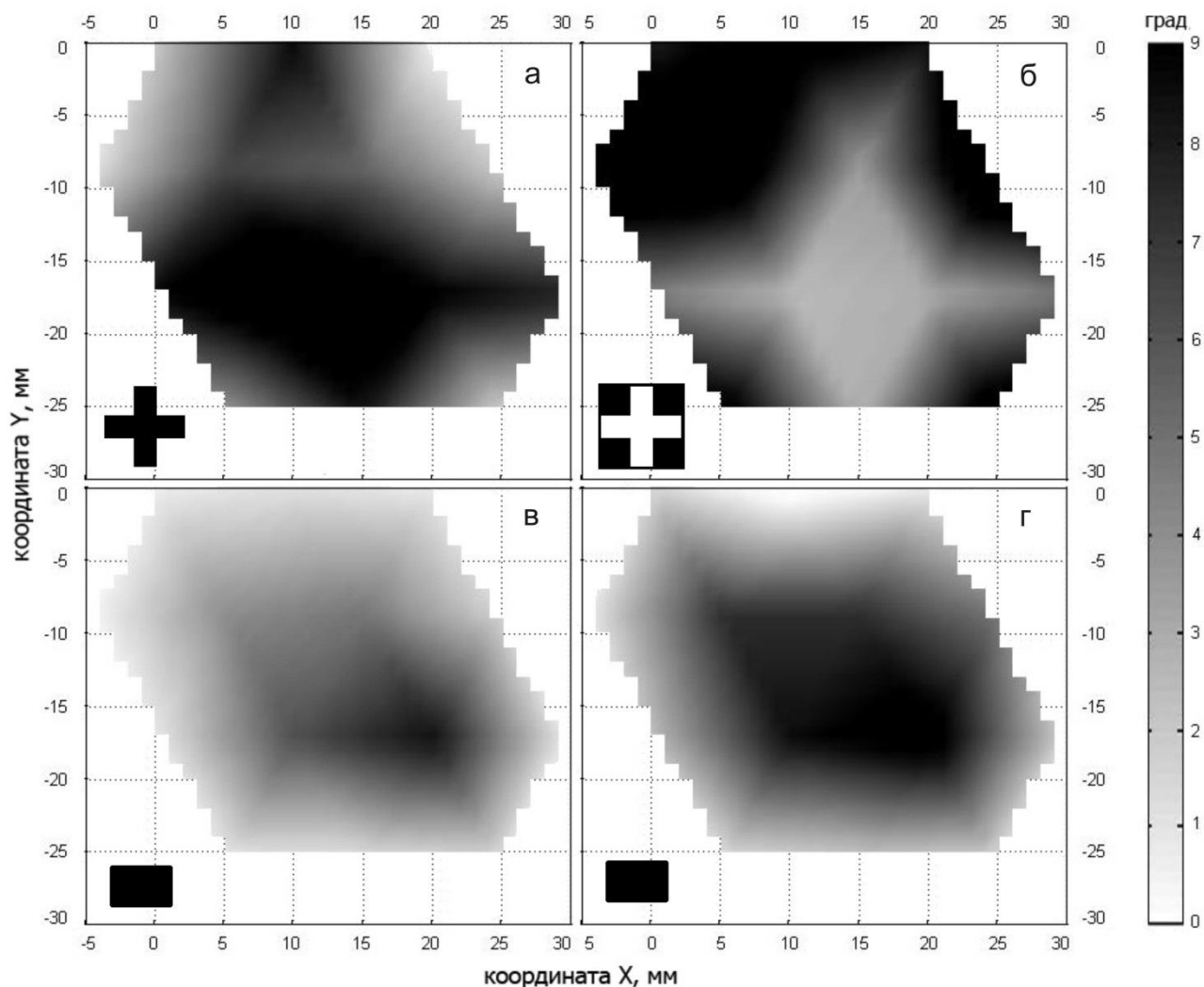


Рисунок 5.20. Карты распределения акустояркой температуры нагретых объектов: а) пластилинового креста, б) отверстия в виде креста в пластине, в) и г) пластилинового прямоугольного параллелепипеда через 35 и 65 с после начала прогрева, соответственно. Источники находятся на расстоянии 70 мм от приемника. Точка с координатами 0, 0 соответствует центру датчика 1 на рис. 5.18а. Ноль температурной шкалы (в градусах) соответствует температуре воды

в аквариуме. В левый нижний угол каждого рисунка помещен эскиз нагретой области.

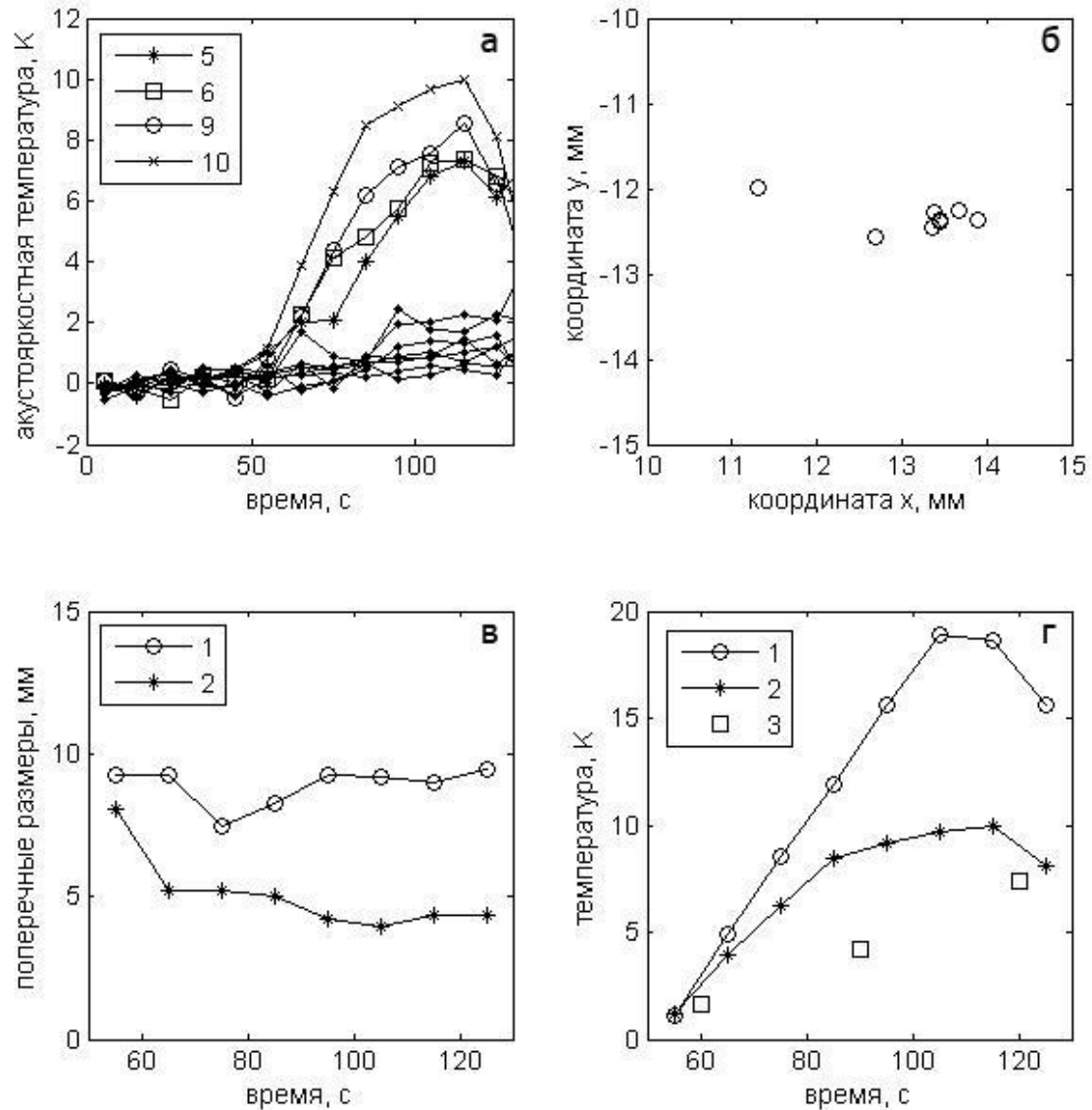


Рисунок 5.21. Восстановление параметров двумерного температурного распределения: а) временные зависимости измеренных акустическых температур (числами 5, 6, 9, 10 отмечены датчики с максимальными сигналами); б) координаты центра; в) временные зависимости горизонтального (1) и вертикального (2) размеров; г) максимальной температуры (1) нагретой области,

(2) акустоярковая температура, измеренная десятым датчиком, (3) температура пластилина, измеренная термометром.

Нами проведено динамическое картирование глубинной температуры модельного объекта [135], [136], [137], [138], [133], [139]. Как известно, для восстановления пространственного распределения глубинной температуры объекта в акустотермографии в настоящее время предлагается два способа сканирования: корреляционный прием теплового акустического излучения и механический поворот принимающих пьезодатчиков. Оба способа неидеальны: корреляционный прием только разрабатывается, а повороты датчиков требуют дополнительного времени. Кроме того, использование поворотов как метода сканирования эффективно, если повороты осуществляются на большие углы, что практически невозможно реализовать. В качестве альтернативной структуры для сканирования мы предлагаем рассмотреть набор неподвижных акустотермометрических датчиков, расположенных в одной плоскости. В этом случае результаты измерений позволяют получить карту (двумерное распределение) акустоярковой температуры с одной стороны объекта. В ряде случаев подобной информации достаточно. Например, при лечении узлового зоба щитовидной железы может быть использована малоинвазивная процедура: чрезкожная лазериндуцированная гипертермия. Лазерное инфракрасное излучение через световод поступает в щитовидную железу, где поглощается. Эта процедура приводит к нагреву ткани. При этом важно знать размер области, который можно определить по карте акустоярковой температуры. Проведение измерений в течение всей процедуры позволяет осуществить динамическое картирование внутренней температуры объекта. Если же датчики расположить с двух сторон исследуемого объекта в перпендикулярных друг другу плоскостях, то можно восстановить динамику изменения параметров трехмерного температурного распределения. Представленные результаты получены мной в соавторстве с

А. А. Аносовым, Р. В. Беляевым, В. А. Вилковым, А. С. Казанским,
А. Д. Мансфельдом

Для измерений теплового акустического излучения был использован многоканальный акустотермограф, разработанный в ИПФ РАН (полоса пропускания 1.2-2.7 МГц, пороговая чувствительность при времени интегрирования 10 с – 0,2 К). Датчики акустотермографа были расположены в аквариуме размером 40 x 60 x 20 см³, заполненном водой. Схемы двух режимов измерений показаны на рис. 5.18: фронтальная проекция и вид сверху. В первом случае использовали плоскую двумерную приемную антенну (рис. 5.18а), состоящую из 14 акустотермометров (диаметр пьезопреобразователей 8 мм, расстояние между центрами соседних датчиков 10 мм). Нагретая область изображена в виде шара. На рис. 5.18 приемные датчики акустотермометров частично пронумерованы (нумерация идет слева направо и сверху вниз), серым цветом показаны диаграммы направленности. Во втором случае использовали две перпендикулярно расположенные двумерные антенны (рис. 5.18б), состоящие из 7 акустотермометров каждая (расстояние между центрами соседних датчиков осталось без изменений). Для наглядности на рис. 5.18б изображения датчиков немного сдвинуты вдоль акустической оси. Принимаемые акустические сигналы преобразовывались в электрические, которые усиливались, проходили через квадратичный детектор и усреднялись в течение 30 мс. С выхода акустотермометров сигнал подавался на 14-ти разрядный многоканальный АЦП Е14-140 (ЗАО «L-Card», www.lcard.ru) с частотой дискретизации 1 кГц на один канал. В качестве источников теплового акустического излучения использовали пластилиновые тела различной формы. Внутри пластилина находились электрические сопротивления 40 – 100 Ом. При подаче постоянного напряжения 12 – 25 В пластилин за 30 с нагревался на 10 – 20 градусов относительно воды в аквариуме. Температуру пластилиновых тел и воды контролировали электронными термометрами с точностью до 0.3 К.

В акустотермографии измеряемой величиной является квадрат давления теплового акустического излучения, значение которого пропорционально температуре объекта. С помощью акустического черного тела (пластилина) измеряемый сигнал калибруется в градусах и получается так называемая акустотермокостная температура. С учетом диаграммы направленности датчиков акустотермокостную температуру T_A можно рассчитать по формуле [140], [58]:

$$T_A = \int_0^{\infty} dz \gamma(x, y, z) T(x, y, z) \exp \left[- \int_0^z \gamma(x, y, z) dz \right] \int_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} A(x, y, z) dx dy, \quad (5.18)$$

где $T(x, y, z)$ и $\gamma(x, y, z)$ – распределения в пространстве температуры и коэффициента поглощения (по интенсивности) ультразвука, $A(x, y, z)$ - диаграмма направленности датчика, ось z совпадает с акустической осью приемника. Ноль температуры соответствует температуре воды в аквариуме. Использование в качестве источника находящегося в воде пластилина (поглощение в котором гораздо больше, чем в воде) позволяет упростить формулу (5.18):

$$T_A = T_0 \int_{\Omega(z)} dx dy \frac{1}{2\pi d(z)^2} \exp \left[- \frac{(x-x_0)^2 + (y-y_0)^2}{2d(z)^2} \right], \quad (5.19)$$

где T_0 – эффективная температура пластилинового объекта, $\Omega(z)$ – границы интегрирования в направлении, поперечном акустической оси, которые определяются размером и формой источника, z – расстояние от источника до приемника, $d(z)$ – характерный поперечный размер диаграммы направленности датчика на расстоянии z . В наших экспериментах температура внутри пластилина определялась разогревом электрического сопротивления, а температура поверхности – температурой воды в аквариуме. Объемное распределение температуры внутри пластилина мы не контролировали. Величина T_0 была ниже максимальной температуры в центре источника и выше температуры воды. Используемый в эксперименте приемник являлся широкополосным (полоса пропускания относительно средней частоты приема составляет 77%). Поэтому в качестве диаграммы направленности датчика мы использовали функцию Гаусса.

Для измерения диаграммы направленности датчика в качестве источника мы использовали нагретые пластилиновые цилиндры (диаметром 4 и 9 мм), вытянутые в вертикальном направлении (вдоль оси y). Цилиндры перемещали перпендикулярно оси приемника (вдоль оси x). Измерения проводились десятью приемниками. Были проведены три эксперимента: цилиндр диаметром 9 мм помещали на расстоянии 44 и 88 мм от приемника и цилиндр диаметром 4 мм помещали на расстоянии 44 мм от приемника. Результаты измерений акустояркостной температуры, представленные в относительных единицах, показаны на рис. 5.19. Каждая точка получена путем усреднения данных за 5 с по всем десяти приемникам. Для лучшего восприятия информации результаты измерений сдвинуты по горизонтальной оси. В расчетах мы представляли источники равномерно нагретыми полосами, поперечный размер D которых совпадал с диаметром цилиндров. В этом случае акустояркостная температура определяется выражением:

$$T_A = T_0 \left[\operatorname{erf} \left(\frac{x + D/2}{\sqrt{2d}} \right) - \operatorname{erf} \left(\frac{x - D/2}{\sqrt{2d}} \right) \right], \quad (5.20)$$

где $\operatorname{erf}(u) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^u \exp(-t^2) dt$ – функция ошибок, x – отклонение центра источника от акустической оси приемника. Результаты расчетов также приведены на рис. 5.19. Нашей задачей было найти оптимальную величину поперечного размера диаграммы направленности датчика d , исходя из результатов трех экспериментов. Мы считали, что в первом и в третьем случае величина d оставалась без изменений, во втором – возрастала ровно в два раза. Это предположение было сделано исходя из того, что в два раза увеличилось расстояние между приемником и источником. Расчеты показали – поперечный размер составляет $d = 1.8 \pm 0.2$ мм (при $z = 44$ мм), что соответствует ширине диаграммы направленности, взятой на половине от максимальной интенсивности, равной 4.2 мм. Это совпадает с шириной диаграммы направленности, вычисленной для монохроматического

сигнала (при средней частоте 1.95 МГц) в приближении Фраунгофера: $d \approx \lambda z/D = 4.2$ мм. (Зону Фраунгофера принято рассматривать, если параметр $4\lambda z/D^2 \gg 1$. Для $z = 44$ мм эта величина равна 2.1) Из рис. 5.19 видно, что на «краях» диаграмм направленности экспериментальные данные несколько превышают расчетные. Это может быть связано с модельным представлением реального цилиндрического источника равномерно нагретой пластиной.

Варианты карт акустоструктурной температуры, полученных с помощью приемной антенны из 14 датчиков, показаны на рис. 5.20. На рис. 5.20а и 5.20б представлены изображения нагретого пластилинового креста (а) и отверстия в виде креста в нагретом пластилине (б). Эскизы нагретых объектов помещены в левый нижний угол каждого рисунка. В этих экспериментах температура пластилина была на 13 К выше температуры воды. Ширина горизонтальной и вертикальной частей креста (и отверстия) составляла 8 мм. Расстояние от объекта до приемной антенны равнялось 44 мм. Изображения получены путем интерполяции по трем точкам (по треугольникам) с помощью кусочно-линейной функции (этот метод использован для всех изображений на рис. 5.20 и рис. 5.22) и достаточно хорошо передают форму нагретого объекта. Возникающие искажения связаны с тем, что характерный размер объекта (8 мм) меньше шага дискретизации (расстояния между датчиками – 10 мм).

По карте акустоструктурной температуры можно восстановить двумерное распределение термодинамической температуры объекта. В качестве модельного объекта мы использовали пластилиновый прямоугольный параллелепипед размером $16 \times 16 \times 23$ мм³. К датчикам он был повернут гранью 16×23 мм². Расстояние до приемной антенны равнялось 70 мм. Эксперимент длился 125 с, прогрев начинался на 50-ой секунде. Изображения объекта на 85-й и 115-й секундах показаны на рис. 5.20в и 5.20г. На рисунках видна разогревающаяся область с разными размерами по горизонтали и вертикали. На рис. 5.21а представлены результаты измерения (акустоструктурные температуры всех 14

датчиков). Время усреднения сигналов – 10 с. Из рисунка видно, что изменения акустоярких температур определяются сценарием эксперимента: после включения нагрева сигналы увеличиваются у датчиков 5, 6, 9, 10 (см. рис. 5.18а), расположенных напротив нагретого объекта.

При восстановлении распределения температуры объекта мы предположили, что оно имеет форму гауссиана:

$$T = T_0 \exp \left[-\frac{(x_i - x_0)^2}{2D_x^2} - \frac{(y_i - y_0)^2}{2D_y^2} \right], \quad (5.21)$$

где T_0 – максимальная температура, x_0 и y_0 – координаты центра, D_x и D_y – характерные размеры нагретой области в горизонтальном и вертикальном направлениях. Таким образом, речь идет о восстановлении 5 параметров. Расчеты показали, что при одновременном восстановлении всех параметров возникают неприемлемые погрешности. Поэтому мы использовали метод, аналогичный методу, представленному в работе [140]. Сначала мы определили координаты центра нагретой области, которые совпадают с координатами центра распределения акустояркой температуры. Экспериментальные данные, полученные на 14 акустотермометрах, были аппроксимированы эллиптическим параболоидом $T_A(x,y) = a(x - x_0)^2 + b(y - y_0)^2 + c$, где a , b и c – некоторые коэффициенты. Координаты центра были рассчитаны методом наименьших квадратов. Вторым шагом было определение остальных трех параметров распределения: максимальной температуры и размеров нагретой области. Если распределение температуры задано гауссианом (5.21), то с учетом выражения (5.19), расчетное значение акустояркой температуры $T_A(i)$ на i -ом датчике будет равно:

$$T_A(i) = T_0 \frac{D_x D_y}{\sqrt{(D_x^2 + d^2)(D_y^2 + d^2)}} \exp \left[-\frac{(x_i - x_0)^2}{2(D_x^2 + d^2)} - \frac{(y_i - y_0)^2}{2(D_y^2 + d^2)} \right], \quad (5.22)$$

где x_i и y_i – координаты центра датчика, $d = 2.7$ мм (при $z = 70$ мм). Параметры T_0 , D_x и D_y рассчитывали путем минимизации функционала:

$$\sum_{i=1}^{14} [T_A(i) - T_{AEXP}(i)]^2 \rightarrow \min, \quad (5.23)$$

где $T_{AEXP}(i)$ – измеренная i -ым датчиком акустоярковая температура. Результаты восстановления показаны на рис. 5.21 б-г. На рис. 5.21б показаны восстановленные координаты центра области: $x_0 = 13.2 \pm 0.8$ мм и $y_0 = -12.3 \pm 0.2$ мм. Восстановленный центр лежит внутри ромба с вершинами в центрах датчиков 5, 6, 9, 10 (см. рис. 5.18а). При этом два крайних левых положения (которые и увеличивают разброс по x) получены в начале нагрева, когда измеренная акустоярковая температура была еще недостаточно велика. На рис. 5.21в показаны восстановленные горизонтальный (1) и вертикальный (2) размеры нагретой области. Горизонтальный размер больше (как и есть на самом деле) и составляет $D_x = 8.9 \pm 0.7$ мм, вертикальный размер (если исключить первую точку на 55-й секунде) составляет $D_y = 4.6 \pm 0.5$ мм. Из этих результатов можно получить размеры нагретой области, при которых максимальная температура уменьшается вдвое: $2\sqrt{2\ln 2} D_x = 21$ мм и $2\sqrt{2\ln 2} D_y = 12$ мм. Для сравнения – размеры пластилинового объекта 23 и 16 мм. На рис. 5.21г показана восстановленная максимальная температура объекта (1) и для сравнения акустоярковая температура близлежащего десятого датчика (2), а также температура объекта (3), измеренная электронным термометром. Из рисунка видно, что динамика изменений восстановленной температуры соответствует изменению акустоярковой температуры и изменению измеренной термометром температуры. При этом восстановленное значение выше. Для акустоярковой температуры так и должно быть в соответствии с формулой (5.22). Измеренное термометром значение может быть меньше максимальной восстановленной температуры, т.к. он располагался достаточно близко к поверхности пластилина. Таким образом, полученное значение T_0 является некоторой усреднённой величиной. Завершая обсуждение результатов, полученных с помощью одной

двумерной решетки, отметим, что восстановление проведено на основе данных, усредненных всего лишь за 10 с.

Восстановление трехмерного распределения внутренней температуры

Отработанный на восстановлении двумерного распределения алгоритм использовался для восстановления трехмерного температурного распределения по результатам измерения с помощью двух расположенных перпендикулярно решеток (см. рис. 5.18б). Представленные результаты получены мной в соавторстве с А. А. Аносовым, Беляевым Р.В., Вилковым В.А., А. С. Казанским, Мансфельдом А.Д. В качестве модельного объекта мы использовали пластилиновый шар диаметром 19 мм. Расстояние от шара до приемных антенн равнялось 44 мм. Эксперимент длился 200 с, прогрев начинался на 50-й секунде и отключался на 100-й секунде. На рис. 5.22 показаны карты акустоярких температур, измеренных двумя решетками (соответственно, левая и правая колонки), начиная с 65-й секунды и до 125-й секунды через каждые 20 с. Если на основе таких карт создать анимационный ролик, то динамика изменения температуры объекта на нем будет отчетливо видна. На рис. 5.23а и б представлены результаты измерения для каждой из двух антенн. Распределение температуры объекта предполагалось центрально-симметричным:

$$T = T_0 \exp\left[-\frac{(x-x_0)^2 + (y-y_0)^2 + (z-z_0)^2}{2D^2}\right], \quad (5.24)$$

где новые по сравнению с выражением (5.22) параметры: z_0 – координата z центра, D – характерный размер нагретой области. При этом опять надо было восстанавливать 5 параметров. Действуя по аналогии (см. выше), мы определили с помощью первой антенной решетки координаты x_0 и y_0 , а с помощью второй решетки – координаты z_0 и y_0 центра нагретой области. Результаты расчетов показаны на рис. 5.23в и г и на рис. 5.24, координаты центра составили $x_0 = 8.7 \pm$

0.6 мм, $y_0 = -3.8 \pm 0.5$ мм и $z_0 = 4.9 \pm 0.5$ мм, $y_0 = -2.8 \pm 0.5$ мм, соответственно. Незначительное отличие (1 мм) в координате y_0 может быть вызвано неточностью в юстировке положения антенн. Далее были определены отдельно для каждой антенной решетки оставшиеся два параметра распределения. Для этого использовали выражение (5.22) с учетом равенства $D_x = D_y = D$. Результаты восстановления характерного размера D и максимальной температуры T_0 нагретой области показаны на рис. 5.23д и е. Как видно из рис. 5.23д, характерные размеры, полученные с помощью первой и второй антенны, практически совпали: 5.8 ± 0.3 и 5.6 ± 0.3 мм, соответственно. Размер нагретой области, при котором максимальная температура уменьшается вдвое, составил 14 мм. Этот результат соответствует диаметру нагретого пластилинового шара 19 мм. На рис. 5.23е показана восстановленная и первой, и второй антенной максимальная температура объекта. Полученные по результатам независимых измерений кривые различаются не сильно: среднее различие составляет 1.0 ± 0.5 К. Динамика изменений восстановленной температуры соответствует изменению акустоярких температур (см. рис. 5.23а и б).

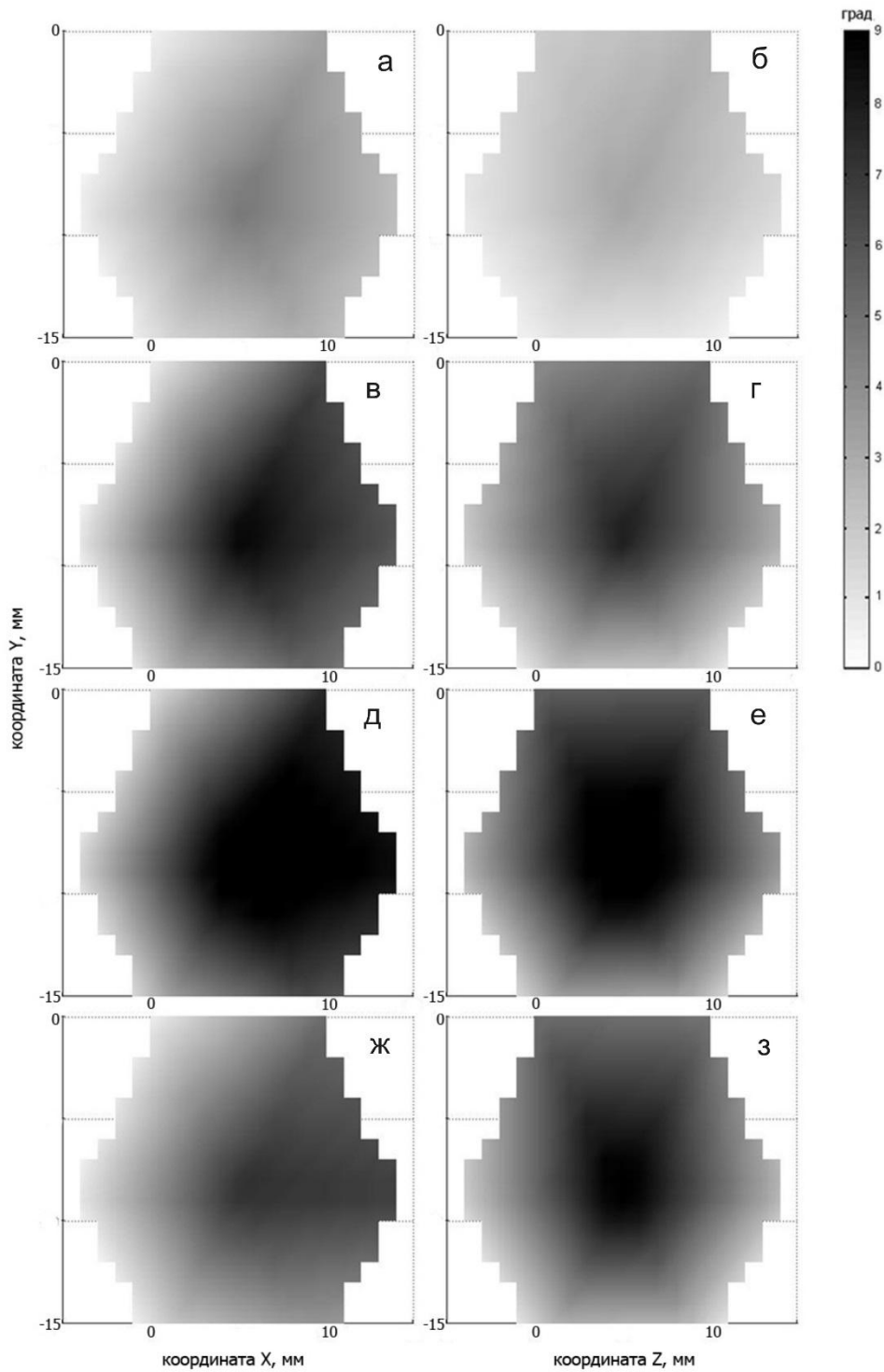


Рисунок 5.22. Карты распределения акустостойкой температуры нагреваемого пластилинового шара диаметром 19 мм, полученные с помощью двух решеток в разные моменты времени от начала нагрева: через а) и б) 15 с, в) и г) 35 с, д) и е) 55 с, ж) и з) 75 с. Источник находится на расстоянии 44 мм от приемных антенн.

Точки с координатами 0, 0 соответствуют центру датчика 1 (8) на рис. 5.18б. Изображения в левом ряду получены одной решеткой, в правом ряду – другой.

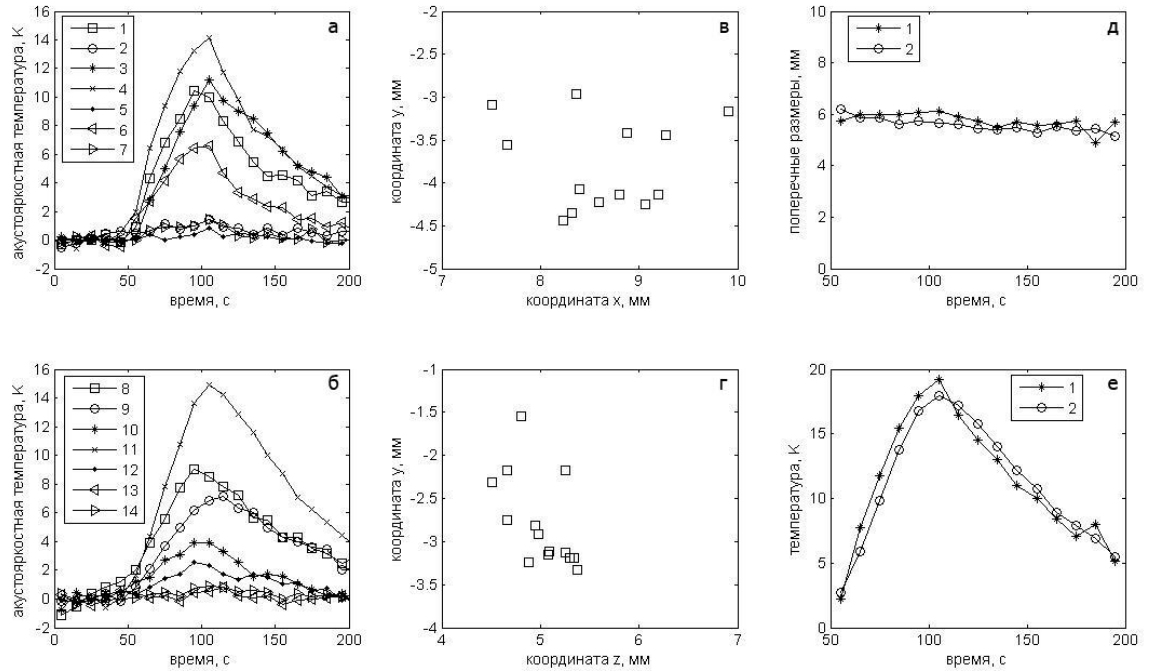


Рисунок 5.23. Восстановление параметров трехмерного температурного распределения: а) и б) временные зависимости акустоярких температур (числа – номера датчиков), измеренных первой и второй антеннами, соответственно; в) (г) координаты x_0 (z_0) и y_0 центра; д) поперечный размер; е) максимальная температура нагретой области. На рис. д) и е) 1 и 2 – результаты, полученные с помощью, соответственно, первой и второй антенны.

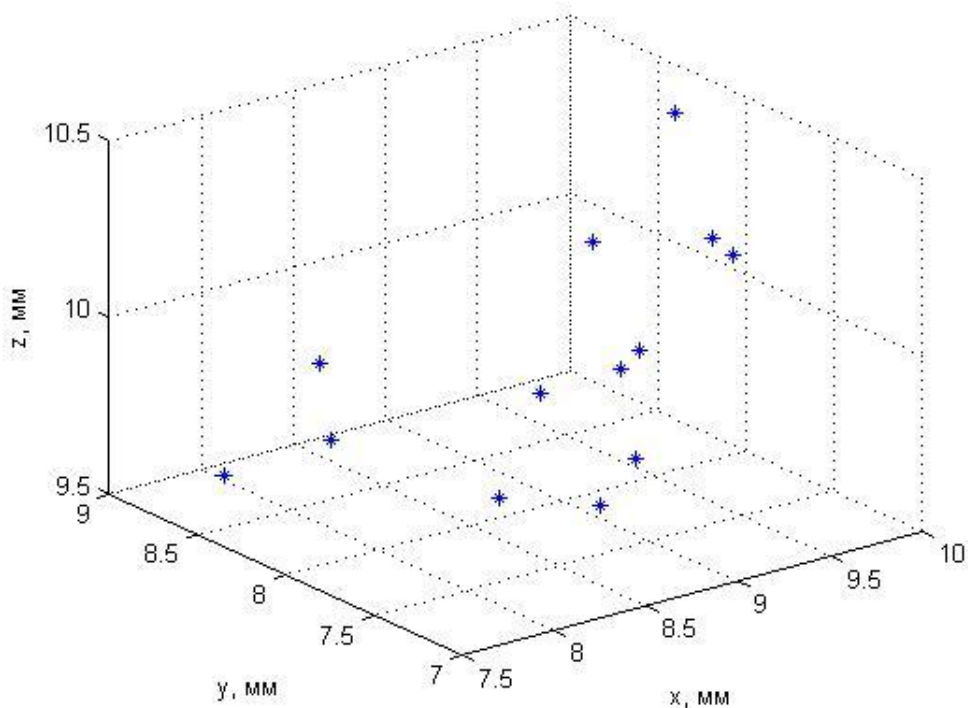


Рисунок 5.24. Восстановленные координаты центра нагретого шара (восстановление проводилось с 65-й по 185-ю секунды).

Анализируя полученные результаты, можно сделать следующие выводы. Использование двумерной антенной решетки позволило получить карту распределения акустояростной температуры объекта, что, в свою очередь, дало возможность выделить расположенные в глубине объекта нагретые зоны. Это может быть использовано в медицине для диагностики воспалительных или онкологических процессов. Проблема заключается в том, что для получения достоверного результата необходим или существенный нагрев, или большая нагретая область, т.е. ключевым параметром является произведение площади на температуру нагретой зоны. На основе проведенных измерений (т.е. на основе карты распределения акустояростной температуры) было восстановлено пространственное распределение внутренней температуры объекта. Если измерительные датчики расположить с двух сторон исследуемого объекта, то

можно восстановить трехмерное температурное распределение. При этом важно использовать априорную информацию о характере температурного распределения, что позволяет минимизировать количество восстанавливаемых параметров. Проведенные измерения показали, что в ряде случаев для восстановления достаточно всего 10 с, что позволяет осуществлять динамическое картирование внутренней температуры объекта в режиме реального времени. Заметим, что 10 с – это незначительный промежуток времени при проведении целого ряда терапевтических процедур, связанных с нагревом. Полученные результаты восстановления положения центра источника и его характерного размера (ошибки не превышают 2 мм) следует признать приемлемыми для контроля температуры при проведении медицинских процедур, связанных с нагревом внутренних тканей организма человека. Достаточно хорошо восстанавливается эффективная (усредненная) температура объекта (ошибка около 1 градуса).

ГЛАВА 6. ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ КОРЕЛЯЦИОННОГО ПРИЕМА ТЕПЛОВОГО АКУСТИЧЕСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Введение. Теоретическим и экспериментальным исследованием корреляционного приема теплового акустического излучения занимались (и занимаются в настоящее время) несколько групп исследователей: Р. Хессемер с сотрудниками [92], группа В. И. Пасечника и А. А. Аносова из ИРЭ РАН [141], [142], [143], группа А. Д. Мансфельда из ИПФ РАН [75], группа В. И. Миргородского из ФИРЭ РАН [90], группа В. А. Бурова из МГУ им. М. В. Ломоносова [72], Р. Вивер с сотрудниками (США) [97], [144], [106], О. А. Годин (США) [98], [99]. Полученные ими результаты приведены в главе 2, в разделе "Корреляционный прием теплового акустического излучения". Цель данной работы – сформулировать обратную

задачу акустотермографии при корреляционном приеме и предложить способ ее решения [145], [146], [147], [148]. Представленные результаты получены мной в соавторстве с А. А. Аносовым, Ю. Н. Барабаненковым, Ю. А. Лессом, А. С. Казанским, Мансфельдом А.Д.

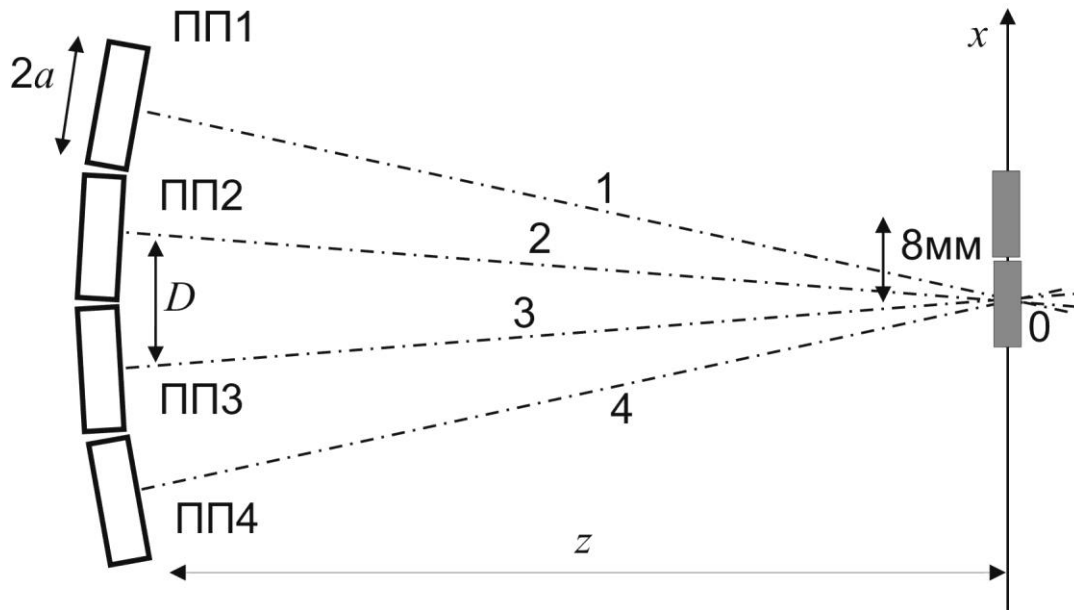


Рисунок 6.1: Схема корреляционного приема: ПП1-4 – пьезодатчики, 1-4 – их акустические оси.

Метод. Теория. Стандартная схема для корреляционного приема теплового акустического излучения представлена на рис. 6.1. Приемники теплового акустического излучения – круглые пьезопреобразователи ПП1 - ПП4 диаметром $2a$, расстояние между центрами которых D , находились в аквариуме, заполненном водой. Полоса приема сигнала составляла $f \pm \Delta f/2$. Оси пьезопреобразователей лежали в горизонтальной плоскости и пересекались на расстоянии z от приемников. Через точку пересечения проходила ось x , направленная перпендикулярно акустической оси системы. Точка пересечения осей соответствовала координате $x = 0$.

По результатам измерений временной корреляционной функции давления теплового акустического излучения требуется восстановить температурное распределение $T(x)$. Если представить приемники вертикальными безграничными полосками шириной $2a$, использовать приближение Фраунгофера, считать, что достаточно узкая полоса пропускания пьезопреобразователей имеет прямоугольную форму, то корреляционную функцию, нормированную в градусах, можно определить по формуле:

$$T_A(\tau) = \frac{2a}{\lambda} \int_{-\infty}^{+\infty} T(x) \operatorname{sinc}^2\left(\frac{2\pi ax}{\lambda z}\right) \operatorname{sinc}\left[\frac{\pi \Delta f}{f} \left(\frac{Dx}{\lambda z} - f\tau\right)\right] \cos\left[2\pi \left(\frac{Dx}{\lambda z} - f\tau\right)\right] \frac{dx}{z}, \quad (6.1)$$

где $\operatorname{sinc}(u(x)) = \frac{\sin[u(x)]}{u(x)}$, τ – временной сдвиг, λ – длина волны, соответствующая

частоте f . Множитель $\operatorname{sinc}^2\left(\frac{2\pi ax}{\lambda z}\right)$ определяется диаграммами направленности

приемников, множитель $\operatorname{sinc}\left[\frac{\pi \Delta f}{f} \left(\frac{Dx}{\lambda z} - f\tau\right)\right]$ – их конечной полосой пропускания, а

множитель $\cos\left[2\pi \left(\frac{Dx}{\lambda z} - f\tau\right)\right]$ определяет осциллирующий характер

коррелированного сигнала.

Уравнение (6.1) представляет собой свертку двух функций $T(x) \operatorname{sinc}^2\left(\frac{2\pi ax}{\lambda z}\right)$ и

$K(x-\tau) = \operatorname{sinc}\left[\frac{\pi \Delta f}{f} \left(\frac{Dx}{\lambda z} - f\tau\right)\right] \cos\left[2\pi \left(\frac{Dx}{\lambda z} - f\tau\right)\right]$, где $K(x-\tau)$ – ядро уравнения, которое

имеет ограниченный спектр, определенный в интервале $[f - \Delta f/2, f + \Delta f/2]$ (для

временных частот) или $\left[\frac{D}{\lambda z} \left(1 - \frac{\Delta f}{2f}\right), \frac{D}{\lambda z} \left(1 + \frac{\Delta f}{2f}\right)\right]$ (для пространственных частот).

Средняя частота $\frac{D}{\lambda z}$ и ширина $\frac{D}{\lambda z} \frac{\Delta f}{f}$ пространственного спектра зависят от

расстояния D между приемниками. Это дает возможность изменять спектр пространственной корреляционной функции путем изменения расстояния D .

Введем безразмерные координаты $u = 2\pi \frac{Dx}{\lambda z}$ и $u' = 2\pi ft$. Тогда уравнение (6.1)

можно представить в виде:

$$\frac{\pi D}{a} T_A(u') = \int_{-\infty}^{+\infty} F(u) K(u-u') du, \quad (6.2)$$

где $F(u) = T(u) \cdot \text{sinc}^2(au/D)$. Спектр свертки двух функций равен произведению спектров:

$$\frac{\pi D}{a} \tilde{T}_A(v) = \tilde{F}(v) \cdot \tilde{K}(v), \quad (6.3)$$

где $\tilde{T}_A(v)$, $\tilde{F}(v)$, $\tilde{K}(v)$ – спектры функций $T_A(u')$, $F(u)$, $K(u)$, v – безразмерная частота. Спектр ядра в области положительных частот является прямоугольником с основанием $[1 - \frac{\Delta f}{2f}, 1 + \frac{\Delta f}{2f}]$ и высотой $\frac{\pi f}{\Delta f}$:

$$\tilde{K}(v) = \begin{cases} \frac{\pi f}{\Delta f}, & 1 - \frac{\Delta f}{2f} \leq |v| \leq 1 + \frac{\Delta f}{2f} \\ 0, & 1 - \frac{\Delta f}{2f} > |v| > 1 + \frac{\Delta f}{2f} \end{cases}. \quad (6.4)$$

Таким образом, спектр корреляционной функции с точностью до числового коэффициента является выделенной частью спектра температурного распределения (с учетом диаграммы направленности приемника). Причем эту выделенную часть можно менять, меняя расстояние D между приемниками. Возьмем несколько значений D_1, D_2, D_3, \dots таких, чтобы полученные пространственные спектры ядра $\tilde{K}(v|D_i)$, с одной стороны, не пересекались и, с другой стороны, практически полностью перекрывали спектр источника. Просуммируем спектры полученных корреляционных функций $\tilde{T}_A(v|D_i)$:

$\frac{\pi}{a} \sum_i D_i \tilde{T}_A(v|D_i) = \frac{\pi f}{\Delta f} \tilde{F}(v) \sum_i 1(v|D_i)$. Здесь $1(v|D_i)$ – прямоугольная функция единичной

амплитуды, отличная от нуля на спектре ядра. Сумма $\sum_i 1(v|D_i) = 1$, если значения

D_i правильно подобраны. Таким образом, мы получаем выражение для спектра источника:

$$\tilde{F}(\nu) = \frac{\Delta f}{a f} \sum_i D_i \tilde{T}_A(\nu | D_i) \quad (6.5)$$

и, переходя от спектров к распределениям, выражение для вычисления распределения температуры:

$$T(x) \operatorname{sinc}^2\left(\frac{2\pi ax}{\lambda z}\right) = \frac{\Delta f}{a f} \sum_i D_i T_A(x | D_i), \quad (6.6)$$

где $T_A(x | D_i)$ – корреляционные функции, измеренные для разных значений D , при замене τ на $x = f\tau z \lambda / D$. Уточним ограничения, накладываемые на использование выражения (6.6). Во-первых, выражение (6.6) получено из выражения (6.1), и для него сохраняются все указанные выше для уравнения (6.1) ограничения. Во-вторых, добиться, чтобы весь пространственный спектр источника был полностью перекрыт, практически сложно. Перекрытие части спектра приводит к искажениям в распределении температуры. В-третьих, формулу (6.6) следует использовать в том случае, если характерный пространственный размер распределения температуры меньше поперечного размера диаграммы направленности приемника. В этом случае $\operatorname{sinc}^2\left(\frac{2\pi ax}{\lambda z}\right) \approx \operatorname{sinc}^2\left(\frac{2\pi ax_0}{\lambda z}\right)$, где x_0 – координата центра температурного распределения. Эту величину можно определить, воспользовавшись выражением (6.6). Тогда распределение температуры можно уточнить:

$$T(x) = \frac{\Delta f}{a f} \sum_i D_i T_A(x | D_i) / \operatorname{sinc}^2\left(\frac{2\pi ax_0}{\lambda z}\right). \quad (6.7)$$

Метод. Экспериментальная схема. Данный эксперимент является проверкой выражения (6.1). Для этого мы меняли частотные параметры приемников, расстояние между датчиками, расстояние между приемниками и источником, ширину и температуру источника и сдвигали источник по оси x . Мы использовали два типа акустотермометров, разработанных группами В. И. Миргородского и

А. Д. Мансфельда, которые содержали круглые ПП диаметром $2a = 9$ и 10 мм, соответственно. Полоса пропускания приборов В. И. Миргородского составляла $1,8 \pm 0,2$ МГц, а приборов А. Д. Мансфельда – $1,7 \pm 0,4$ МГц. В качестве источников теплового акустического излучения использовали длинные пластилиновые пластины, расположенные в аквариуме вертикально. Такие пластины можно считать акустическими черными телами. Сигналы с акустотермометров поступали через плату АЦП в компьютер, где и рассчитывались корреляционные функции. Частота опроса платы составляла 10 МГц на канал. Усреднение проводили за 1 мин. Чтобы избежать “паразитных” корреляций, в течение некоторого времени мы проводили измерения теплового акустического излучения из аквариума без нагретой пластины. После этого брали разницу между корреляционными функциями.

Результаты. При работе с прибором В. И. Миргородского мы использовали только два приемника. Расстояние между приемниками и источником составляло $z = 25$ см, ширина нагретой полосы – 5 мм, а расстояние между приемниками – 25 мм. Источник помещали на акустической оси системы и нагревали до 35 °С (температура аквариума составляла 20 °С). Затем источник смещали вдоль оси x на 4 мм (при этом его температура составляла около 30 °С). Результаты измерений показаны на рис. 6.2, где виден сдвиг корреляционной функции во времени, вызванный сдвигом источника в пространстве на половину пространственного периода. Отметим, что в отсутствии сдвига в пространстве максимум корреляционной функции должен быть при $\tau = 0$, что не всегда наблюдается в наших экспериментах. Это связано со сдвигом приемников в направлении акустической оси системы, который трудно контролировать. Например, небольшой сдвиг приемников на $0,4$ мм (половина длины волны) вызывает заметный сдвиг корреляционной функции на полпериода.

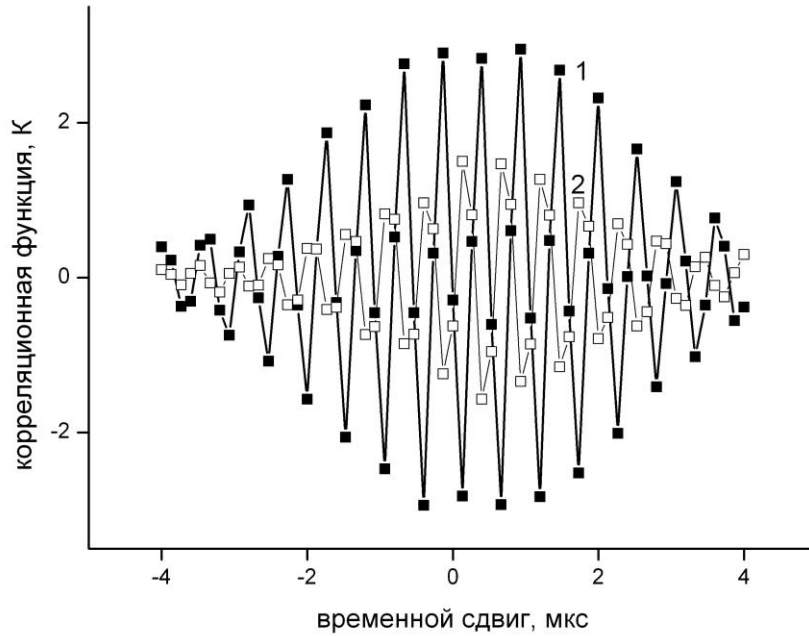
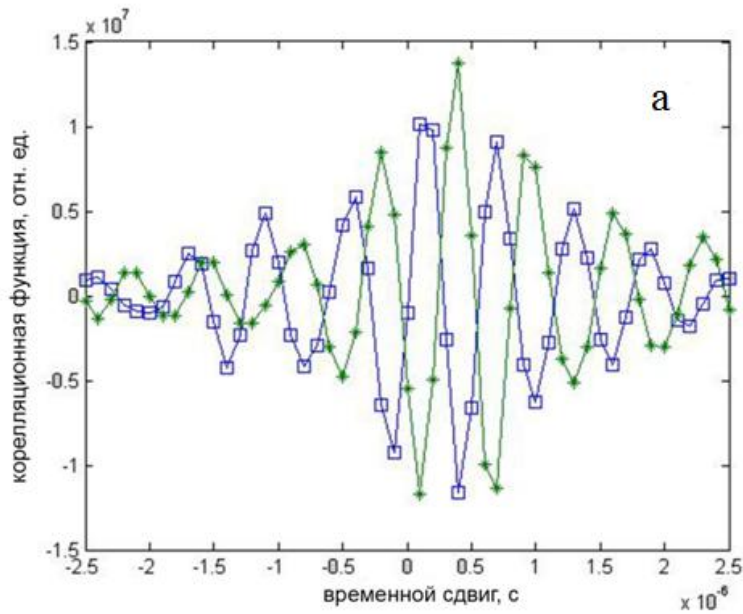


Рисунок 6.2. Измеренные корреляционные функции при полосе пропускания приемников 1.8 ± 0.2 МГц. Вторая корреляционная функция получена при перемещении источника на половину пространственного периода. Погрешность измерений составляет 0.3 К.



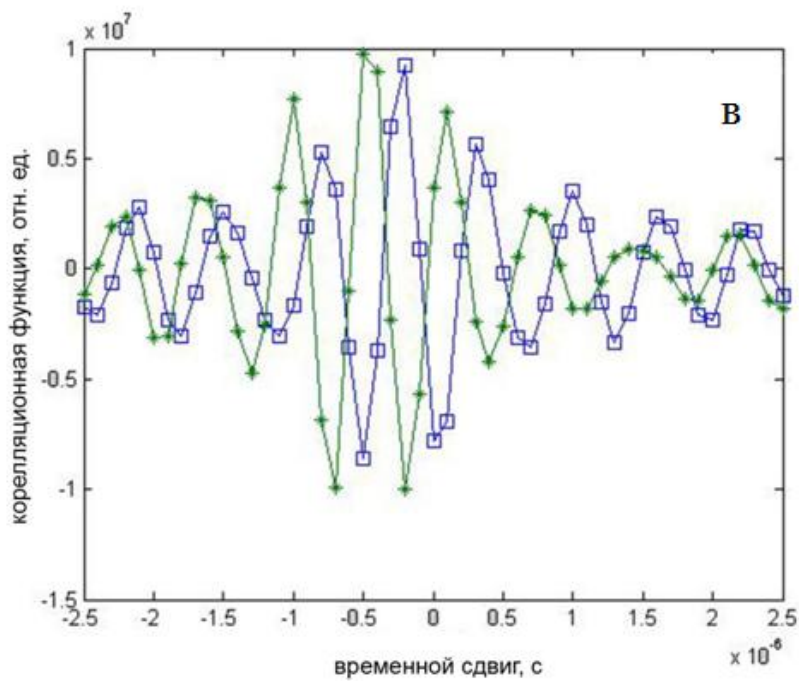
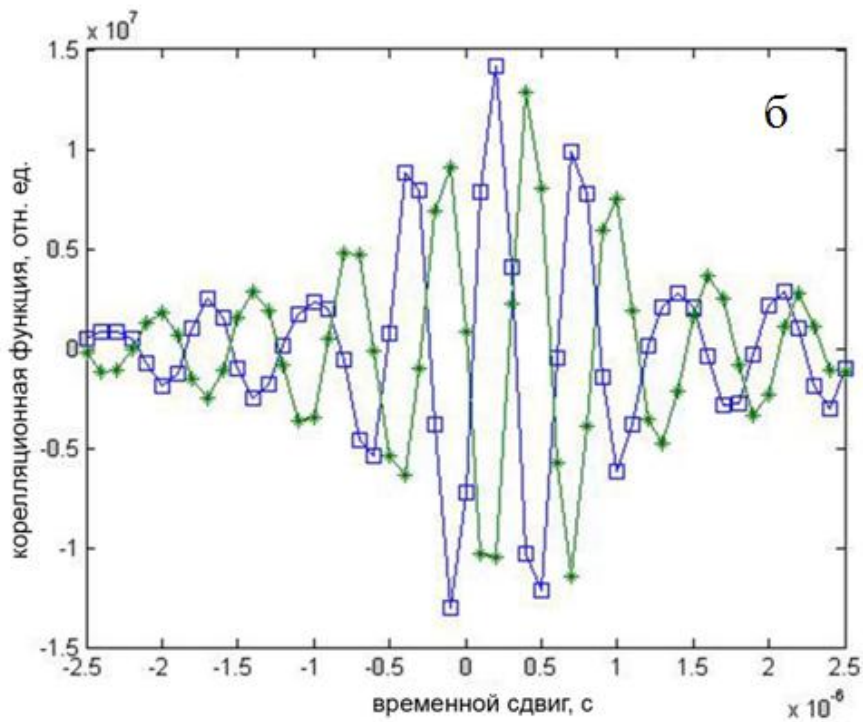


Рисунок 6.3: Измеренные корреляционные при полосе пропускания приемников 1.7 ± 0.4 МГц между а) ПП1 и ПП2, б) ПП2 и ПП3, в) ПП3 и ПП4. Вторая корреляционная функция на каждом графике получена при перемещении

источника на половину пространственного периода. Погрешность измерений составляет 0.3 К.

При работе с многоканальным акустергмографом А. Д. Мансфельда параметры измерительной схемы менялись. В эксперименте использовали четыре приемника (см. рис. 6.1). Сначала источник шириной 8 мм помещали на акустической оси системы и нагревали до 40 °С (температура аквариума составляла 20 °С), а затем смещали вдоль оси x на 8 мм. При этом расстояние между приемниками и источником составляло 45 см, а расстояние между соседними приемниками – 25 мм. Время измерений – 90 с. Результаты измерений трех кросскорреляционных функций соседних датчиков показаны на рис. 6.3. Так же как и на рис. 6.2 виден сдвиг корреляционной функции во времени, вызванный сдвигом источника в пространстве на половину пространственного периода: и в том, и в другом случае корреляционные функции меняются в “противофазе”.

Заметим, что, хотя при работе с датчиками В. И. Миргородского источник сдвигали на 4 мм, а при работе с датчиками А. Д. Мансфельда – на 8 мм, и там, и там сдвиг равен половине пространственного периода. Это связано с тем, что во втором случае приблизительно в два раза увеличили расстояние между приемниками и источником. Сравнивая корреляционные функции, полученные на разных приборах, можно видеть, что время, за которое корреляционная функция спадает в два раза, для датчиков В. И. Миргородского составляет около 2,5 мкс, а для датчиков А. Д. Мансфельда – около 1,2 мкс. Это связано с различием в полосе пропускания, что соответствует выражению (6.1).

Следующий эксперимент был связан с изменением расстояния между приемниками. Источник шириной 4 мм помещали на акустической оси системы (положение 1) и нагревали до 40 °С (температура аквариума составляла 9 °С), а затем смещали вдоль оси x на 4 (положение 2) и 8 мм (положение 3). Расстояние между приемниками и источником составляло 50 см. В первом случае (показан на

рис. 6.4а) расстояние между приемниками составляло 25 мм (это расстояние между соседними датчиками решетки). Во втором случае (показан на рис. 6.4б) расстояние между приемниками составляло 50 мм (это расстояние между 1-м и 3-м датчиками решетки).

Из выражения (6.1) можно получить пространственный период корреляционной функции $\frac{z\lambda}{D}$. При $D = 25$ мм, $z = 50$ см, $\lambda = 0.88$ мм период равен 17.6 мм. Рассмотрим, к каким изменениям корреляционных функций должны привести сдвиги источника. Сдвиг на 4 мм приводит к тому, что корреляционная функция в положении 2 меняется приблизительно на “четверть периода” относительно корреляционной функции в положении 1. Сдвиг на 8 мм приводит к тому, что корреляционная функция в положении 3 меняется практически в “противофазе” относительно корреляционной функции в положении 1. Эти изменения мы и наблюдаем на рис. 6.4а.

При $D = 50$ мм, $z = 50$ см, $\lambda = 0.88$ мм период равен 8.8 мм. Сдвиг на 4 мм приводит к тому, что корреляционная функция в положении 2 меняется практически в “противофазе” относительно корреляционной функции в положении 1. Сдвиг на 8 мм приводит к тому, что корреляционная функция в положении 3 меняется практически в “противофазе” относительно корреляционной функции в положении 1. Эти изменения мы и наблюдаем на рис. 6.4б.

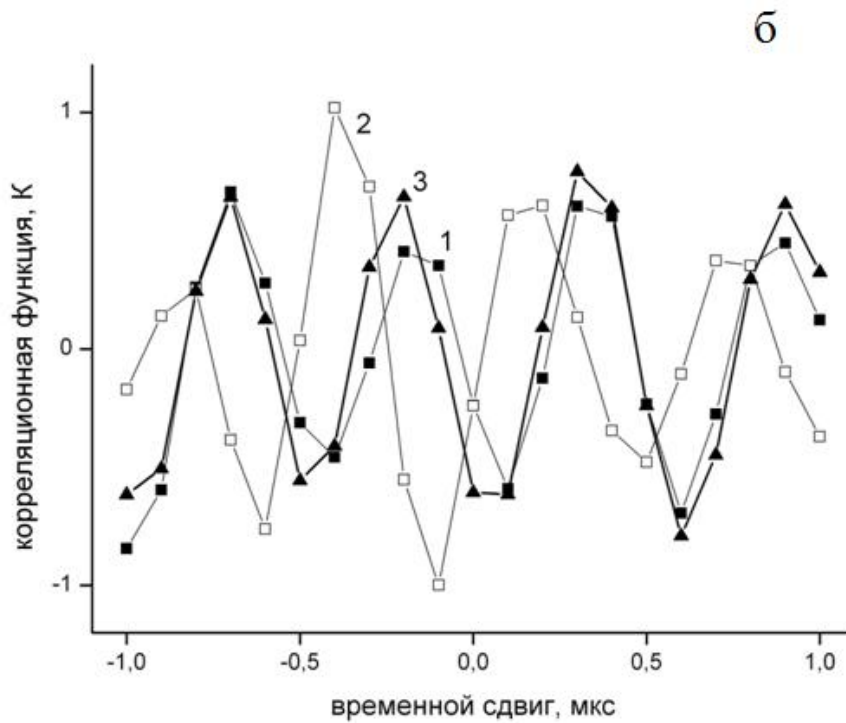
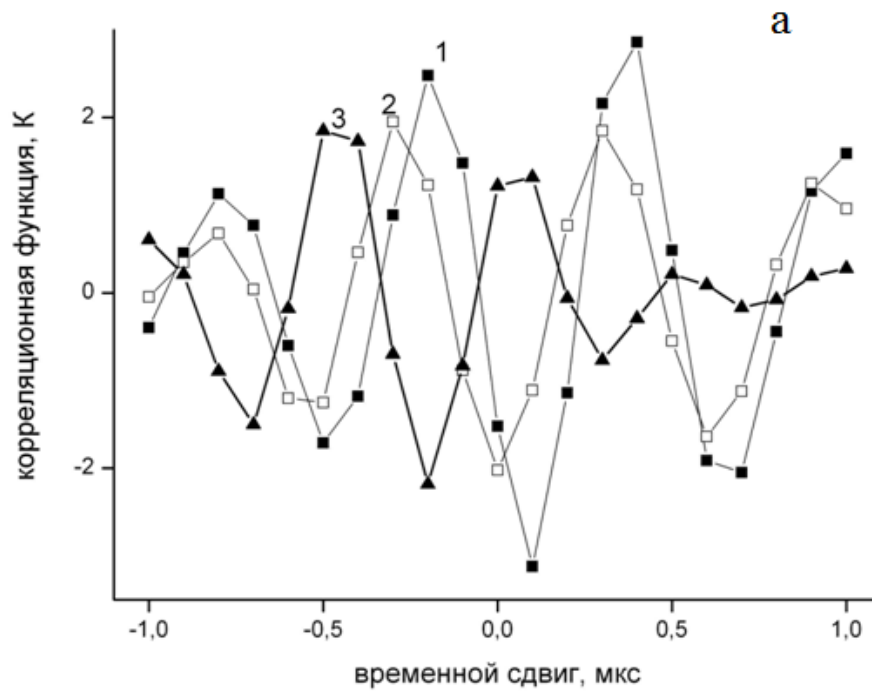


Рисунок 6.4 а, б. Измеренные корреляционные функции для трех положений источника (1 - координата центра источника $x = 0$, 2 - $x = 4$ мм, 3 - $x = 8$ мм) при

разных значениях расстояния между приемниками: а) $D = 25$ см, б) $D = 50$ см. Погрешность измерений составляет 0.4 К.

Заметим, что амплитудные значения корреляционных функций в этом эксперименте меньше, чем в эксперименте, представленном на рис. 6.3. Этот эффект связан с уменьшением ширины источников. Это также приводит к увеличению относительной погрешности измерений.

Согласно выражению (6.1), сдвиг во времени соответствует сдвигу в пространстве. Мы провели эксперимент, сдвигая источник вдоль оси x на 18 мм с шагом около 3 мм. Расстояние между приемниками и источником составляло $z = 50$ см, ширина нагретой полосы – 4 мм, расстояние между приемниками – 25 мм, источник был нагрет на 30°C относительно аквариума.

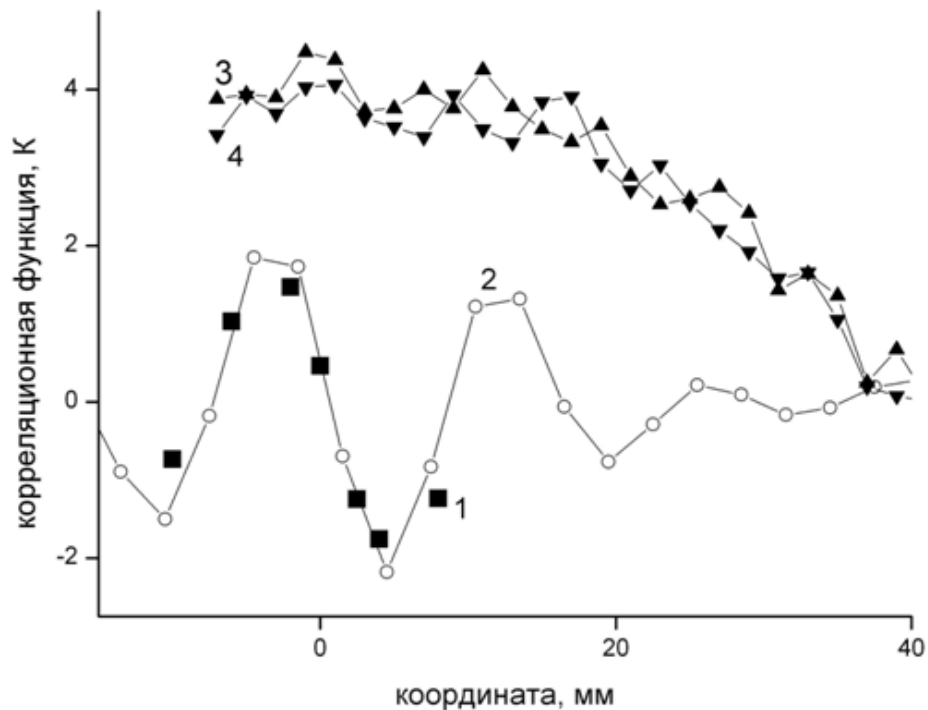


Рисунок 6.5: Измеренная (1) и рассчитанная (2) пространственные корреляционные функции и диаграммы направленности двух приемников (3 и 4). Погрешность измерений составляет 0.4 К.

Измеренные значения корреляционной функции при $\tau = 0$ показаны на рис. 6.5 (кривая 1). Также там приведена пространственная корреляционная функция, рассчитанная из временной корреляционной функции (для источника с центром в точке $x = 0$) путем замены τ на $x = \frac{f\tau z \lambda}{D}$ (кривая 2). Как видно из рис. 6.5, расчетная пространственная корреляционная функция близка к полученной экспериментально. На рис. 6.5 также показаны измеренные акустотермостные температуры (кривые 3, 4) двух приемников для источника шириной 8 мм, нагретого на 20 °С относительно аквариума. Эти кривые показывают диаграммы направленности на расстоянии 50 см от приемников. Как видно ширина диаграмм направленности гораздо больше, чем размеры источников, которые были использованы в экспериментах.

Выводы. Таким образом, в работе представлено и экспериментально проверено интегральное уравнение для одномерной обратной задачи акустотермографии при корреляционном приеме теплового акустического излучения и предложен способ ее решения, связанный с суммированием корреляционных функций давления теплового акустического излучения.

ГЛАВА 7. ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

В работе проведен ряд модельных акустотермометрических экспериментов с основной целью - восстанавливать параметры меняющегося во времени пространственного температурного распределения исследуемых объектов.

1. В специфическом модельном объекте (в водной суспензии фосфолипидных липосом) с помощью акустотермометра проводили измерение

собственного акустического излучения в ультразвуковом диапазоне. При фазовом переходе липидов интенсивность излучения менялась (увеличивалась и уменьшалась в зависимости от условий эксперимента). Показано, что это было изменение собственного теплового излучения суспензии. Причиной изменения является увеличение поглощения акустических волн в липосомах при фазовом переходе.

Для восстановления распределения глубинной температуры объекта важно иметь информацию о коэффициенте поглощения. В исследовании суспензии липосом коэффициент поглощения ультразвука определялся путем регистрации теплового акустического излучения из среды, неоднородной по температуре.

2. При измерениях методом акустотермографии глубинной температуры объектов стоит вопрос об отсутствии нетепловой акустической эмиссии, наличие которой приведёт к систематической ошибке в определении температуры. Экспериментально показано, что нетепловая эмиссия возникает в мегагерцовом диапазоне при образовании пузырей и при таянии льда.

3. В модельном объекте, акустические свойства которого близки свойствам мягких тканей организма человека, в говяжьей печени, проведен эксперимент по мониторингу температуры при нагреве, условия которого были близки к условиям термоабляции, осуществляемой в медицинских целях. Акустотермометрический контроль, проведенный решеткой из трех датчиков, осуществлялся и в процессе нагрева, и при дальнейшем охлаждении образца. Причем сценарий эксперимента предполагал проведение второго, дополнительного цикла нагрев-охлаждение. Датчики регистрировали излучение, идущее из зон, которые находились на разном расстоянии от центра нагрева. Полученные данные полностью отвечали изменениям условий эксперимента: при включение источника тепла измеренные сигналы возрастали, при выключении – снижались.

Важной особенностью данного эксперимента являлась регистрация ИК электромагнитного теплового излучения, которое дает информацию о

поверхностной температуре объекта. Впервые проведенное одновременное использование и глубинной акустотермометрии, и ИК-термографии позволяет повысить надежность получаемой информации об изменениях температуры исследуемого объекта.

4. Проблема восстановления параметров нагретой области (местоположения и размера) была первоначально исследована путем компьютерного моделирования. Схема вычислительного эксперимента выглядела следующим образом: решетка из 10 датчиков принимала сигналы из 2D области размером 20 x 20 см, в которой находился источник тепла с характерным линейным размером 1 см. Была построена база данных сигналов, получаемых датчиками, при различных положениях источника. Алгоритм восстановления заключался в сравнении «измеренных» сигналов с сигналами, записанными в базе данных, и выборе координат центра и размера источника. Отметим, что при расчете диаграмм направленности датчиков была учтена их широкополосность (свойство, обязательное для акустотермометрических датчиков). Моделирование показало некорректность задачи восстановления: при «сканировании» области с одной стороны при определенных положениях источника глубина его расположения и размер источника в глубину восстанавливались с существенной погрешностью. Этот результат продемонстрировал недостаточность одностороннего сканирования исследуемой области для надежного восстановления параметров температурного распределения.

5. Был проведен модельный физический эксперимент по восстановлению меняющегося во времени 2D температурного распределения: исследуемый объект нагревался и затем охлаждался. Отметим, что определение методом акустотермографии параметров температуры, меняющейся во времени, было проведено впервые. Пять датчиков, расположенные с двух взаимноперпендикулярных сторон (2 с одной стороны и 3 с другой), принимали акустические сигналы от длинного пластилинового цилиндрического

нагреваемого объекта, установленного перпендикулярно плоскости, где помещались датчики. При восстановлении приближали температурное распределение двумерным гауссианом. Были восстановлены положение, характерный размер и максимальная температура нагреваемой области.

По экспериментальным данным проведено исследование влияния времени интегрирования (длительности измерений) на качество восстановления. Отметим, что время измерений, требуемое для получения качественных результатов, является важным параметром, учитываемым при использовании акустотермографии при медицинских процедурах. Для восстановления использовались времена усреднения 5, 10, 20 и 50 с. Через 50 с после начала нагрева, когда увеличение температуры стало надежно фиксироваться датчиками, среднеквадратическая погрешность восстановления координат центра нагретой области составила 1.5 мм при усреднении 5 с. Погрешность снизилась до 0.8 мм при увеличении времени усреднения до 10 с. Для медицинских процедур точность восстановления положения нагретой области 1 мм, полученная за 10 с, вполне достаточна.

Среднеквадратическая погрешность в определении характерного размера нагретой области при времени измерений 5 с составила 3 мм. При увеличении времени интегрирования до 10 с погрешность снизилась до 2 мм, а при увеличении до 20 с – до 1 мм. Этот результат удовлетворяет медицинским требованиям. Отметим, что размер нагретой области являлся эффективным параметром: сечение пластилинового объекта было круглым, а размер восстанавливали как расстояние от центра области до окружности, где температура снижалась вдвое.

Поскольку независимые измерения температуры в центре пластилинового цилиндра не проводились, определить точность восстановления максимальной температуры не представлялось возможным. Восстановление максимальных значений температуры, минимизация возникающих случайных, а главное систематических ошибок – отдельная, весьма сложная задача. В данной работе

сделаны подходы к ее решению, в частности, рассмотрено соответствие временного сценария эксперимента (моментов включения-выключения нагрева) и изменений восстановленных температурных значений. Во-вторых, исследована временная стабильность восстановленных значений температуры.

В эксперименте проверен способ измерения коэффициента поглощения ультразвука, рассмотренный ранее теоретически А. А. Аносовым и Л. Р. Гавриловым. Значение этого параметра необходимо знать для восстановления температурного распределения. Для определения коэффициента поглощения были проведены акустотермометрические измерения, при этом предполагалось, что поглощение одинаково во всех точках исследуемой области.

Отметим, что совместно с акустотермометрией использовались и ИК измерения температуры поверхности исследуемого объекта.

6. 2D восстановление в акустотермометрии может быть использовано при исследовании протяженных источников. Из-за существенного поперечного размера диаграммы направленности датчиков (сопоставимого с размером нагретых областей в организме человека) в акустотермометрии не применим подход, используемый в классической томографии – восстановление трехмерных изображений как совокупности двумерных. Поэтому схема сканирования должна выбираться так, чтобы в результате измерений «сразу» получалось трехмерное температурное распределение.

Первый шаг в этом направлении был сделан в экспериментах с двумерной приемной решеткой, количество датчиков в которой менялось от 3-х и 14-ти. В результате измерений была получена карта распределения акустостеркой температуры, которая несла основную информацию о параметрах самого температурного распределения. Определялись расположение (но не глубина залегания), размер и эффективная температура нагретой области. При этом и температурное распределение, и поперечное сечение диаграммы направленности

представлялись гауссианами. Точность определения и положения, и размера нагретой области составила около 2 мм при времени измерений 10 с.

7. Были проведены эксперименты по 3D восстановлению температурного распределения в модельных объектах. Акустические сигналы измерялись с двух сторон двумя взаимноперпендикулярными решетками из 7-ми датчиков каждая. Восстанавливали меняющуюся во времени температуру пластилинового шара, который прогревался и охлаждался в ходе эксперимента. Восстанавливаемое температурное распределение представляли гауссианом, параметры которого могли меняться во времени. Определяли положение центра нагретой области в пространстве (три координаты), ее характерный размер и максимальную температуру. По сценарию эксперимента положение и размер нагретой области не менялись. Результаты восстановления (при времени усреднения 10 с), полученные независимо двумя решетками, полностью соответствовали этому сценарию. Точность восстановления составила около 2 мм для положения, и около 3 мм для размера нагретого объекта. Максимальная температура шара независимо не измерялась (см. пояснение выше), поэтому говорить о точности восстановления температуры некорректно. Можно оценить стабильность восстановления температуры по тому, какие значения были получены двумя независимыми решетками: различие максимальных температур составляло 1.0 ± 0.5 К.

8. Во всех способах восстановления температуры, представленных выше, использовался некорреляционный прием теплового акустического излучения. В настоящее время разрабатывается другой способ измерения температуры, основанный на корреляционном приеме теплового акустического излучения. Этот способ имеет свои преимущества: он не требует механического смещения датчиков для сканирования и обладает лучшим (по сравнению с некорреляционным приемом) пространственным разрешением. В данной работе впервые осуществлен корреляционный прием теплового акустического излучения решеткой из 4-х датчиков: получены три кросскорреляционные функции давления,

регистрируемого соседними датчиками. Отметим, что ранее корреляционный прием осуществлялся разными группами исследователей с использованием только двух датчиков.

Таким образом, в работе проведено экспериментальное и теоретическое исследование возможностей использования акустотермографии для восстановления меняющегося во времени температурного распределения для 1D, 2D и 3D случаев (распределение температуры было представлено в виде гауссианов). Получены следующие основные результаты:

- Разработан способ акустотермографического восстановления размера и положения нагретой области для изменяющихся во времени **3D** температурных распределений в модельном объекте с использованием двух перпендикулярно ориентированных приемных решеток.
- Разработанный способ позволяет восстанавливать положение исследуемого объекта с точностью **2 мм**, размер нагретой области с точностью **3 мм** за время интегрирования 10 с при температурном контрасте 10 К.
- Способ позволяет визуализировать полученные результаты для оперативного контроля координат, размера и максимальной температуры нагретой области в медицинской практике.

Полученные результаты показывают, что метод динамической акустотермографии может быть использован в медицинских приложениях.

Список литературы

1. Сельский А.Г., Фишер А.М., Дубинина В.П., Гуляев Ю.В., Богдасаров Ю.Б., Зайцева Т.Ю., Ленская О.П., Платонов С.А., Плющев В.А., Хитров М.Л., Ширяев С.В., Шурыгин О.Ю., Щербаков М.И., "Возможности применения динамического термокартирования в радио- и инфракрасном диапазоне в онкологической клинике," *Радиотехника*, Выпуск 9, 1995. — с. 85-89.
2. Годик Э.Э., Гуляев Ю.В., "Человек "глазами радиофизики", " *Радиотехника*, Выпуск 8, 1991.

— с. 51-62.

3. В.М., Поляков, "Применение СВЧ-радиометрии в медицине и животноводстве," *Биомедицинская радиоэлектроника*, 1999. №2. С.39–48.
4. Оптика / Г.С., Ландсберг Москва, 1976. — с. 704-706.
5. Гай П., Леманн Р., "Применение электромагнитной энергии в терапии," *ТИИЭР*, Том 68, Выпуск 1, 1980. — с. 66-93.
6. Шван Л., Фостер О., "Воздействие высокочастотных полей на биологические системы : электрические свойства и биофизические механизмы," *ТИИЭР*, Том 68, Выпуск 1, 1980. — с. 121-132.
7. В.С., Троицкий, "К теории контактных радиометрических измерений внутренней температуры тела," *Известия ВУЗов.-Сер. Радиофизика*. – 1981. Т. 24, N.9. С. 1054–1061.
8. Павлова Л.С., Поляков В.М., "Точность измерения интегральных температур в глубине объектов методами СВЧ радиометрии," *Радиофизика*, Том 30, Выпуск 3, 1987. — с. 435.
9. Лебедев В.С., Орлов И.Я., Снегирев С.Д., "О влиянии биологической среды на измерение глубинного профиля температуры," *Тез. докл. Всесоюз. конф. "ТеМП-85". Фрунзе, 1985. С. 130.*
10. Гуляев Ю.В., Годик Э.Э., Дементиенко В.В., "Радиотепловое динамическое картирование биологических объектов ," *Достиж. АН СССР. 1988. Т.229, N.5. С.1259–1262.*
11. Гуляев Ю.В., Годик Э.Э., Дементиенко В.В., Пасечник В.И., Рубцов А.А., "О возможностях акустотермографии биологических объектов," *Докл. АН СССР. 1985. Т.283. №6. С. 1495–1499.*
12. Миргородский В.И., Пасечник В.И., Пешин С.В., Рубцов А. А., Годик Э.Э., Гуляев Ю.В., "Зондирование внутренней температуры объектов по их тепловому акустическому излучению," *Докл. АН СССР. 1987. Т.297. №6. С. 1370–1374.*
13. Т, Bowen, "Acoustic radiation temperature for noninvasive thermometry," *Automedica (UK)*, Том 8, Выпуск 4, 1987. — с. 247-267.
14. В.И., Пасечник, "Оценка чувствительности метода акустотермографии," *Акуст. журн. 1990. Т. 36. №4. С. 718–724.*
15. Герасимов В.В., Миргородский В.И., Пешин С.В., "О возможности достижения близких к предельным параметров акустотермометров," *ЖТФ. Т.65. В.5. 1995. С.149-155.*
16. Аносов А.А., Пасечник В.И., "Сравнение чувствительности акустотермометров различных типов," *Акуст. журн. 1993. Т.39. №2. С.207-212.*
17. Ерофеев А.В., В.И.Пасечник, "Калибровка пьезопреобразователей с помощью теплового акустического излучения ," *Акуст. журн. 1995. Т.41. №4. С.642-643.*
18. В.И., Пасечник, "Акустотермография биообъектов: влияние рассеяния ультразвука и динамики температурных полей," *Акустический журнал, 1990, Т.36. №5, С.920–926.*
19. А.Д., Мансфельд, "Акустотермометрия. Состояние и перспективы," *Акуст. журн. 2009. Т.55. №4-5. С. 546-556.*
20. Аносов А.А., Балашов И.С., Беляев Р.В., Вилков В.А., Гарсков Р.В., Казанский А.С., Мансфельд А.Д., Щербаков М.И., "Акустическая термометрия головного мозга пациентов с черепно-мозговой травмой ," *Биофизика. 2014. Т. 59. № 3. С. 545-551.*
21. Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Дворникова М.В., Дворникова В.В., Казанский А.С.,

- Курятникова Н.А., Мансфельд А.Д., "Акустотермометрический контроль кисти человека при гипертермии и гипотермии," *Акуст. журн.* 2013. Т. 59. № 1. С. 109-114.
22. Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Дворникова М.В., Дворникова В.В., Казанский А.С., Курятникова Н.А., Мансфельд А.Д., "Акустотермометрическое восстановление профиля глубинной температуры с использованием уравнения теплопроводности," *Акуст. журн.* 2012. Т. 58. № 5. С. 592–599.
23. Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Курятникова Н.А., Мансфельд А.Д., "Акустотермометрические данные о кровотоке и теплопродукции в предплечье при физической нагрузке," *Акуст. журн.* 2013. Т. 59. № 4. С. 539-544.
24. Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Мансфельд А.Д., Субочев П.В., "Динамическое восстановление глубинной температуры методом акустотермографии с помощью нейронных сетей," *Акуст. журн.* 2013. Т. 59. № 6. С. 768–772.
25. В.И., Пасечник, "Сопоставление перспективности применения акустотермографии и СВЧ-радиометрии при гипертермии в онкологии," *2-й всесоюзный симпозиум с международным участием "Гипертермия в онкологии" Минск 30–31 мая 1990 г.*
26. Орлов И.Я., Афанасьев А.В., Никифоров И.А., "ПРЕЦИЗИОННЫЙ РАДИОМЕТР ИНФРАКРАСНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ," *Датчики и системы.* 2009. № 11. С. 35-38.
27. Samidski T.V., Macfall J., Zhang Y., Grant W., Charles C., "Noninvasive thermometry using magnetic-resonance diffusion imaging – potential for application in hyperthermic oncology," *International Journal of hyperthermia*, 1992, 8, 819–829.
28. Zhang Y., Samulski T.V., Joines W.T., Mattiello J., Levin R.L., Lebihan D., "On the accuracy of noninvasive thermometry using molecular–diffusion magnetic–resonance–imaging," *International Journal of hyperthermia*, 1992, 8, 263–274.
29. Nguyen M. T., Faust U., "Possibilities and imitations of temperature monitoring using ultrasound techniques," *Ultrasonics*, 1992, V.30, P. 128–113.
30. Андреев В.Г., Ведерников А.В., Морозов А.В., Хохлова В.А., "КОНТРОЛЬ ИЗМЕНЕНИЯ ТЕМПЕРАТУРЫ В ФОКАЛЬНОЙ ОБЛАСТИ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ИЗЛУЧАТЕЛЯ," *Акустический журнал.* 2006. Т. 52. № 2. С. 149-155.
31. R.H., Mellen, "The Thermal-Noise Limit in the Detection of Underwater Acoustic Signals," *JASA*, Том 24, Выпуск 5, 1952. — с. 478-480.
32. H., Ezrow D., "Measurement of the ThermalNoise Spectrum of Water," *JASA*, Том 34, Выпуск 5, 1962. — с. 550-554.
33. В.И., Бабий, "Перенос акустической энергии в поглощающей и излучающей среде," *Мор. гидрофиз. исслед.*, Том 65, Выпуск 2, 1974. — с. 189-192.
34. В.И., Пасечник, "Оценка пороговой чувствительности акустотермометров," *Акуст. журн.* 1993. Т.39. №1. С.140–143.
35. Баландин А.В., Мансфельд А.Д., Шишков А.В., "Многоканальный акустический термометр," *XI Всесоюзная акустическая конференция, Москва, 1991, Секция О, С.40–43.*
36. Пасечник В.И., А.В.Ерофеев, "Акустическая эмиссия при разрыве тонких водных пленок," *III сессия Российского акустического общества. Акустика и медицина, Москва, 1994, С.9–11.*
37. Пасечник В.И., Ерофеев А.В., "Акустическая эмиссия при разрыве тонких водных пленок,"

Биофизика. 1996. том 41 №3. С. 583–589.

38. Т., Bowen, "Passive remote temperature sensor system," *U.S. Patent, 4,246,784, Jan. 27, 1981.*
39. Т, Bowen, "Acoustic passive remote temperature sensing," *Proceedings of the 11th International Symposium of Acoustical Imaging, Том 11, 1982. — с. 549-581.*
40. В.И., Пасечник, "Акустический термометр," *Патент РФ. №2055332. 1992.*
41. В.В., Герасимов, "Экспериментальное исследование возможностей дистанционного измерения температуры по тепловым акустическим шумам," *Автореф. дисс. на соиск. учен. степени канд. физ.-мат. наук, Фрязино, ИРЭ РАН, 1995, 23 с.*
42. Аносов А.А., Пасечник В.И., Шаблинский В.В., "Пространственная разрешающая способность акустотермографии и СВЧ-радиометрии," *Акуст. журн. 1991. Т.37.М4. С.610–616.*
43. Е.С., Дрозденко, "ОДНОКАНАЛЬНЫЙ ФОКУСИРУЕМЫЙ АКУСТОТЕРМОМЕТР ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ВНУТРЕННЕЙ ТЕМПЕРАТУРЫ БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА.," *Известия высших учебных заведений. Радиоэлектроника. , Том 56, Выпуск 4 (610), 2013. — с. 62-67.*
44. Теория поля, Наука ed. / Ландау Л.Д., Лифшиц Е.М. — М, 1988, Том 2. — с. 195.
45. V.I., Passechnik, "The influence of sound scattering of the acoustobrightness temperature," *Ultrasonics, 1996, V.34, P.677–685.*
46. И., Пасечник В., "Акустическая термография биологических объектов," *Радиотехника. 1991. №8. С. 77–80.*
47. Герасимов В.В., Миргородский В.И., Пешин С.В., Хильфман И., Филип К., "О возможности использования акустотермометров для сопровождения лазерной гипертермии./ III сессия Российского акустического общества.," *Акустика и медицина, Москва, 1994, С. 52–54.*
48. Герасимов В.В, Гуляев Ю.В., Миргородский В,К, Пешин С.В., Сабликов В.А, "Диагностика систем терморегуляции человека с помощью акустотермометра (на примере исследования икроножной мышцы)," *Радиотехника и электроника. 1993. Вып. 10. С. 1904–1911.*
49. Захарченко И. И., Пасечник В. И., "Кинетика тепловых процессов в мышце человека," *Биофизика, Том 36, Выпуск 4, 1991. — с. 655–659.*
50. Пасечник В.И, Аносов А.А., Бограчев К.М., "Физические основы и перспективы пассивной термоакустической томографии," *Биомедицинская радиоэлектроника, 1999. №2. С.3–26.*
51. Филатов А.Л., В.В.Герасимов, С.В.Мешинг, В.Л.Сабликов, В.М.Реметняк Корреляция изменений уровня сахара в крови с показаниями акустотермометра при физиологическом воздействии на человека // III сессия Российского акустического общества. Акустика и медицина. — Москва, 1994. — с. 56.
52. V.I., Passechnik, "Verification of the Physical basis of acoustothermography," *Ultra-sonics, 1994, V.32, P.293–299.*
53. Кротов Е.В., Ксенофонтов С.Ю., Мансфельд А.Д., Рейман А.М., Санин А.Г., Прудников М.Б., "Экспериментальные исследования возможностей многоканальной акустической термотомографии," *Изв. ВУЗов РАДИОФИЗИКА. 1999. Т. XLII. №5. С. 479–484.*
54. Аносов А.А., Пасечник В.И., "Одномерная обратная задача акустотермографии," *Акуст. журн. 1994. Т.40. №4. С.743–748.*
55. Аносов А.А., Пасечник В.И., "Пространственная обратная задача акустотермографии,"

Акуст. журн. 1994. Т.40. №6. С.885-889.

56. Аносов А.А., Исрефилов М.Г., Пасечник В.И., "Точность решения двумерной обратной задачи акустотермографии при некорреляционном приеме," *Радиотехника.* 1995. №9. С.65-68.
57. Аносов А.А., М.Г.Исрефилов, В.И.Пасечник, "Двумерная обратная задача акустотермографии," *Акуст. журн.* 1995. Т.41. №3. С.496-498.
58. Бограчев К.М., Пасечник В.И., "Оценки точности восстановления температуры в пассивной термоакустической томографии," *Акуст. журн.*, Том 45, Выпуск 6, 1999. — с. 742-752.
59. Боровиков И.П., Обухов Ю.В., Боровиков В.П., Пасечник В.И., "Новые алгоритмы восстановления сигналов и изображений, моделируемых при помощи дифференциальных уравнений," *Радиотехника и электроника.* 1999. Т. 44. #6. С. 1–6.
60. Гуляев Ю. В., К.М. Бограчев, И. П. Боровиков, Ю. В. Обухов, В. И. Пасечник, "Пассивная термоакустическая томография - методы и подходы," *Радиотехника и электроника* 1998 Т.43 №9 С.140-146.
61. Passechnik V.I., A.A.Anosov, M.G.Isrefilov, "Physical basis and perspectives of acoustothermography," *Ultrasonics*, 1996, V.34, P.511-512.
62. Passechnik V.I., Anosov A.A., Isrefilov M.G., "Potentialities of passive thermoacoustic tomography of hyperthermia," *Int. J. Hyperthermia*, 1999, V.15, #2, P.123-144.
63. Аносов А.А., Гаврилов Л.Р., "Восстановление распределения глубинной температуры биообъектов с помощью линейных фазированных решеток," *Акуст. журн.* Т.51. 2005. №4. С.447-455.
64. К.М., Бограчев, "Сравнение эффективности Фурье- и вейвлет-декомпозиции в пассивной акустической термотомографии," *Акуст. журн.* 2005. Т.51. №3. С.239-245.
65. Vosnyakov M. S., Obukhov Yu. V., "On the solution of thermoacoustic tomography inverse problem with the data acquired on semicircle and the presence of noise," *Proceeding of 7th international conference on Pattern Recognition and Image Analysis, St-Peterburg.*
66. Vosnyakov M. S., Obukhov Yu. V., "Optimum wavelet basis for representation of the functions satisfying the head conduction equation," *Pattern Recognition and Image Analysis*, Том 13, Выпуск 1, 2003. — с. 621-624.
67. Бограчев К.М., Пасечник В.И., "Метод стандартного источника в пассивной акустической термотомографии.," *Акуст. журн.* 2003. Т.49. №4. С. 477-480.
68. Аносов А.А., В.И.Пасечник, К.М.Бограчев, "Пассивная термоакустическая томография кисти руки человека," *Акуст. журн.*1998. Т.44. №6. С.725-730.
69. Аносов А.А., Пасечник В.И., Исрефилов М.Г., "Восстановление двумерного распределения внутренней температуры модельного объекта методом пассивной термоакустической томографии," *Акуст. журн.* 1999. Т.45. №1 С.20-24.
70. Passechnik V.I., Anosov A.A., Isrefilov M.G., Erofeev A.V., "Experimental reconstruction of temperature distribution at a depth through thermal acoustic radiation," *Ultrasonics*, 1999, V.37, P.63-66.
71. Krotov E. V., Zhadobov M. V., Reyman A. M., et. al., "Detection of thermal acoustic radiation from laser-heated deep tissue," *Appl. Phys. Lett.*, Vol. 81, No. 21, P. 3918-3920, 2002.
72. Буров В.А., Дариалашвили П.И., Евтухов С.Н., Румянцева О.Д., "Экспериментальное

- моделирование процессов активно-пассивной термоакустической томографии.," *Акуст. журн.* 2004. Т.50. №3. С.243–254.
73. Миргородский В.И., Герасимов В.В., Пешин С.В., "Экспериментальные исследования особенностей пассивной корреляционной томографии источников некогерентного акустического излучения мегагерцового диапазона," *Акустический журнал.* 2006. Т. 51. №5. С. 606–612.
 74. Ксенофонтов С.Ю., Мансфельд А.Д., Рейман А.М., "Реконструктивная акустическая термотомография биологических объектов," *Изв. ВУЗов РАДИОФИЗИКА.* 1997. Т. XL. №6. С. 752-760.
 75. Вилков В.А., Кротов Е.В., Мансфельд А.Д., Рейман А.М., "Применение фокусируемых антенн для задач акустоярковой термометрии. ," *Акуст. журн.* 2005. Т.51. №1. С.63–70.
 76. Кротов Е. В., Рейман А. М. , Субочев П. В., "Синтез акустической линзы Френеля для акустоярковой термометрии.," *Акуст. журн.* 2007. Т.53. №6. С. 779-785.
 77. Субочев П.В., Мансфельд А.Д., Беляев Р.В. Многочастотная акустическая термотомография при лазерной гипертермии: физическое моделирование // Акустика речи. Медицинская и биологическая акустика. Сборник трудов XXII сессии Российского акустического общества.
 78. Субочев П.В., Мансфельд А.Д., Беляев Р.В., "Многочастотная акустическая термотомография при лазерной гипертермии: физическое моделирование," *Вестник Нижегородского университета им. Н.И. Лобачевского.* 2010. № 5 (1). С. 67-74.
 79. Резник А. Н., Субочев П. В, "К теории акустотермометрии водоподобных сред: влияние квазистатического поля, сильного поглощения и диграммы направленности," *Акуст. журн.*, 2010, том 56, № 1, с. 113–123.
 80. В.Я., Арсенин, "Задачи вычислительной диагностики в медицине.," *В сборнике: Некорректные задачи естествознания/Под редакцией АН. Тихонова, АВ.Гончарского.-М.: Изд-во Моск. ун-та, 1987. С. 171–184.*
 81. А.В., Гончарский, "Некорректно поставленные задачи и методы их решения.," *Некорректные задачи естествознания" Под редакцией А.Н.Тихонова, А.В.Гончарского. М.: Изд-во Моск. ун-та, 198. — с. 15–36.*
 82. Ф., Наттерер, "Математические аспекты компьютерной томографии: Пер, с англ. Мир, 1990. 288 с".
 83. Физика визуализации изображений. Т.2: Пер. с англ. / М.: Мир, 1991, 408 с / С., Узбб. —.
 84. В.И., Пасечник, "Исследование метода акустотермографии на модельных системах," *Тезисы докладов Всесоюзного совещания "Новые ультразвуковые методы и приборы для применения в биологии и медицине". 6–8 июня 1989г. г. Великий Устюг. С.46.*
 85. В.И., Пасечник, "Механизмы формирования акустоярковой температуры," *Тез. Всесоюз. симпоз. "Применение ультразвука в промышленности и медицине". Вильнюс 8–10 апреля 1987г. Каунас: КПИ, С.88–89.*
 86. Пасечник В.И., А.А.Аносов, Ю.Н.Барабаненков, КМ.Бограчев, И.П.Боровиков, М.А.Землятин, М.Г.Исрэфнлов, Ю.В. Обухов, "Исследование алгоритмов для восстановления трехмерного распределения глубинной температуры в объекте по его собственному тепловому акустическому излучению/ Акустика на пороге XXI века. Сборник трудов VI сессии Российского акустического общества. ," *Издательство Московского государственного горного университета, 1997, С. 474–477..*

87. Бограчев К.М., Пасечник В.И., "Собственное тепловое акустическое излучение тела человека и пассивная термоакустическая томография," *Институт биофизики клетки РАН: II Съезд Биофизиков России, 23–27 августа 1999 г. Москва. Тезисы докладов, Т.2, С. 649–650.*
88. Вартанян И.А., Гаврилов Л.Р., Гершуни Г.В., Розенблюм А.С, Цирульников ЕМ., "Сенсорное восприятие (опыт исследования с помощью фокусированного ультразвука)," *Л: Наука, 1985. 189с.*
89. Буров В.А., Касаткина Е.Е., "Статистические обратные волновые задачи термоакустической томографии," *Акуст. журн. 1997. Т. 43. №2. С.162-169.*
90. Миргородский В.И., Герасимов В.В., Пешин С.В., "Исследование пространственного распределения источников некогерентного излучения с помощью корреляционной обработки," *Письма в ЖЭТФ, 1995, т. 62, в. 3, 236–241.*
91. В.И, Пасечник, "Пассивный термоакустический томограф, не использующий априорную информацию о коэффициенте поглощения," *Акуст. журн. 1997. Т. 43. № 4, с. 563-565.*
92. Hessemer R, Perper T., Bowen T., "Correlation thermography," *United States patent 4,416,552, Nov.22, 1983.*
93. Passechnick V. I., Varabanenkov Yu. N., "Fluctuation theory of thermal acoustic radiation," *JASA, 1996, V. 99, P. 65-71.*
94. Герасимов В.В., Гуляев Ю.В., Миргородский А.В., Миргородский В.И., Пешин С.В., "Пространственное разрешение пассивной локации на основе корреляционной обработки 4-го порядка," *Акуст. журн. 1999. Т.45. №4 С.487-493.*
95. Chmill A. I., Gerasimov V. V., Guluaev Yu. V., Mirgorodsky V. I., Peshin S. V., "Experimental investigations of the correlation tomography space resolution," *Acoustical Imaging-23, S.Lees ed. New York: Plenum Press, 1997. P.77-86.*
96. Буров В.А., Дариалашвили П.И., Румянцева О.Д., "Активно-пассивная термоакустическая томография," *Акуст. журнал 2002. Т. 48 №4. С. 474–484.*
97. Weaver R.L., Lobkis O.I., "Elastic wave thermal fluctuations, ultrasonic waveforms by correlation of thermal phonons," *J. Acoust. Soc. Am. V.113, 2003. — с. 2611–2621.*
98. O., Godin, "Emergence of the acoustic Green's function from thermal noise," *J. Acoust. Soc. Am., Том 121, 2007. — с. 96-102.*
99. Godin, O.A., "Retrieval of Green's functions of elastic waves from thermal fluctuations of fluid-solid systems," *J. Acoust. Soc. Am., Том 125, 2009. — с. 1960-1970.*
100. Миргородский В.И., Герасимов В.В., Пешин С.В., "МОДЕЛИРОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ ОТОБРАЖЕНИЯ ИСТОЧНИКОВ НЕКОГЕРЕНТНОЙ ЭМИССИИ С ПОМОЩЬЮ КОРРЕЛЯЦИОННОЙ ЛОКАЦИИ 4-ГО ПОРЯДКА," *Акустический журнал. 2008. Т. 54. № 3. С. 491-498.*
101. Аносов А.А., Барабаненков Ю.Н., Сельский А.Г., "Корреляционный прием теплового акустического излучения.," *Акуст. журн. 2003. Т.49. №6. С. 725–730.*
102. Миргородский В.И., Герасимов В.В., Пешин С.В., "КОРРЕЛЯЦИИ АКУСТИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ ПРИ СУММАРНЫХ ЗАДЕРЖКАХ," *Акустический журнал. 2008. Т. 54. № 6. С. 998-1002.*
103. Буров В.А., Касаткина Е.Е., Марьин А.О., Румянцева О.Д., "ОЦЕНКИ МАКСИМАЛЬНОГО ПРАВДОПОДОБИЯ В КОРРЕЛЯЦИОННОЙ АКУСТИЧЕСКОЙ ТЕРМОТОМОГРАФИИ,"

Акустический журнал. 2007. Т. 53. № 4. С. 580-596.

104. Буров В.А., Дмитриев К.В., Евтухов С.Н., "АКТИВНО-ПАССИВНЫЕ ТЕРМОТОМОГРАФИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ С ФОКУСИРОВКОЙ АКУСТИЧЕСКИХ ПОЛЕЙ," *Известия Российской академии наук. Серия физическая. 2009. Т. 73. № 4. С. 551-557.*
105. V.A. Burov, K.V. Dmitriev, S.N. Evtukhov and O.D. Rumyantseva, "Thermoacoustical Tomography with Arrays Focusing by Reflection," *Acoustical Imaging 31, 231-242 (2012).*
106. Lobkis, R.L. Weaver and O.I., "Ultrasonics without a source: Thermal fluctuation correlations at MHz frequencies," *Phys. Rev. Lett. 87, 134301 (2001).*
107. Буров В.А., Касаткина Е.Е., Румянцева О.Д., Филимонов С.А., "МОДЕЛИРОВАНИЕ ТОМОГРАФИЧЕСКОГО ВОССТАНОВЛЕНИЯ ТЕРМОАКУСТИЧЕСКИХ ИСТОЧНИКОВ. ИТЕРАЦИОННО-КОРРЕЛЯЦИОННЫЕ МЕТОДЫ," *Акустический журнал. 2003. Т. 49. № 2. С. 167-177.*
108. Буров В.А., Евтухов С.Н., Матвеев О.В., Румянцева О.Д., "МЕТОДЫ И ВОЗМОЖНОСТИ НЕКОГЕРЕНТНОЙ КОРРЕЛЯЦИОННОЙ АКУСТИЧЕСКОЙ ТОМОГРАФИИ," *Биомедицинская радиоэлектроника, Выпуск 4-5, 2005. — с. 55.*
109. V.A. Burov, P.I. Darialashvili, S.N. Evtukhov and O.D. Rumyantseva, "New Informative Possibilities of Active-Passive Thermoacoustic Tomography," *Acoustical Imaging 27, 305-313 (2004).*
110. Теплопроводность твердых тел / Карслоу Г., Егер Д. — Москва, 1964.
111. Миргородский В.И., Герасимов В.В., Пешин СВ., "О возможности исследования пространственного распределения источников некогерентного излучения с помощью корреляционной обработки," *ЖТФ. Т.66. В.5. 1996. С. 196–202.*
112. А.А.Аносов, А.С.Казанский, Ю.А.Лесс, А.С.Шаракшанэ, "Тепловое акустическое излучение в модельных мембранах при фазовом переходе липидов // 2007. ," *Акуст. журн.53(6), 2007. — с. 843-848.*
113. А.С. Казанский, А.А. Аносов, Ю.Н. Барабаненков, А.С. Шаракшанэ, Ю.А. Лесс, "Тепловое акустическое излучение при температурном фазовом переходе липидов," *Акустика речи. Медицинская и биологическая акустика. Архитектурная и строительная акустика. Шумы и вибрации. Аэроакустика. Сборник трудов 19 сессии Российского акустического общества., Том 3, 2007. — с. 134-137.*
114. Andrej A. Anosov, Yuriy N. Barabanenkov, Alexander S. Kazanskij, Yulij A. Less, Anton S. Sharakshane, "Thermal acoustic radiation from multilamellar vesicles in lipid phase transition," *Chem. Phys. Lipids 153, 2008. — с. 81-84.*
115. Р., Генис, "Биомембраны: молекулярная структура и функции: Пер. с англ.," *М.: Мир, 1997. 624 с.*
116. Tata, D.B., Dunn, F., "Interaction of Ultrasound and Model Membrane Systems: Analyses and Predictions.," *J. Phys. Chem. 96, 1992. — с. 3548-3555.*
117. Kharakoz D. P., Golotto A., Lohner K., Laggner P., "Fluid-gel interphase line tension and density fluctuations in dipalmitoylphosphatidylcholine multilamellar vesicles. An ultrasonic study," *J. Phys. Chem. 1993. V. 97. P. 9844–9851.*
118. Antonov V. F., Artosov A. A., Norik V. P., Smirnova E. Yu., "Soft perforation of planar bilayer lipid membranes of dipalmitoylphosphatidylcholine at the temperature of the phase transition from the liquid crystalline to the gel state," *Eur. Biophys. J. 34 (2005) 155–162.*

119. А.А.Аносов, А.С.Шаракшанэ, А.П.Козлов, "Акустическая эмиссия в модельных объектах в мегагерцовом диапазоне.," *Акустика речи. Медицинская и биологическая акустика. Архитектурная и строительная акустика. Шумы и вибрации. Аэроакустика. Сборник трудов XVIII сессии Российского акустического общества М.: ГЕОС, , Том 3, 2006. — с. 122-125.*
120. Гидродинамика. Т.6. / Ландау Л.Д., Лифшиц Е.М. — МоскваНаука, 1988. — с. 393-396.
121. А.С. Шаракшанэ, А.А. Аносов, Ю.Н. Барабаненков, К.М. Бограчев, Р.В. Гарсков, А.С. Казанский, "Контроль температуры в модельной гипертермии ," *Акустика речи. Медицинская и биологическая акустика. Архитектурная и строительная акустика. Шумы и вибрации. Аэроакустика. Сборник трудов 19 сессии Российского акустического общества., Том 3, 2007. — с. 130-133.*
122. А.А. Аносов, Ю.Н. Барабаненков, К.М. Бограчев, Р.В. Гарсков, А.С. Казанский, А.С. Шаракшанэ, "Совместное использование акустотермографии и ИК-тепловидения для контроля температуры при нагреве модельного биологического объекта," *Акустический журнал 54 №3, 2008. — с. 499-504.*
123. Кротов Е.В., Рейман А.М., Жадобов М.В., "Акустический контроль внутренней температуры биологических объектов при лазерной гипертермии // *Акустика речи. Медицинская и биологическая акустика. Архитектурная и строительная акустика. Шумы и вибрации., Сборник трудов XVIII сессии Российского акустического общества. Т.3. М.: ГЕОС, 2003, С. 203–206..*
124. F., Duck, "Physical Properties of Tissue," *London: Academic Press, 1990. 346 P.*
125. Аносов А.А., Сергеева Т.В., Алехин А.И., Беляев Р.В., Вилков В.А., Иванникова О.Н., Казанский А.С., Кузнецова О.С., Лесс Ю.А., Луковкин А.В., Мансфельд А.Д., Обухов Ю.В., Санин А.Г., Шаракшанэ А.С., "Акустотермометрическое сопровождение лазериндуцированной интерстициальной гипертермии молочной и щитовидной желез," *Биомедицинская радиоэлектроника. 2008. №5. С. 67-72.*
126. А.И. Алехин, А.А. Аносов, Р.В. Беляев, В.А. Вилков, О.Н. Иванникова, А.С. Казанский, О.С. Кузнецова, Ю.А. Лесс, А.В. Луковкин, А.Д. Мансфельд, Ю.В. Обухов, А.Г. Санин, Т.В. Сергеева, А.С. Шаракшанэ, "Акустотермометрические измерения при лазерной гипертермии," *Альманах клинической медицины. 3 Троицкая конференция "Медицинская физика и инновации в медицине" (3-6 июня 2008 г.) - М.: МОНИКИ, Том 17 (часть 2), 2008. — с. 8-11.*
127. А.А. Аносов, А.И. Алехин, Р.В. Беляев, В.А. Вилков, О.Н. Иванникова, А.С. Казанский, Ю.А. Лесс, А.В. Луковкин, А.Д. Мансфельд, Ю.В. Обухов, Т.В. Сергеева, А.С. Шаракшанэ. Глубинная акустотермография тела человека // 3 Евразийский конгресс по медицинской физике и инженерии «Медицинская физика – 2010» 21-25 июня 2010 г. Сборник материалов. Т. 1. , 2010. — с. 124-126.
128. А.А. Аносов, А.С. Казанский, А.Д. Мансфельд, А.С. Шаракшанэ Определение положения и размера нагретой области методом динамической акустотермографии // VI Всероссийская научно-техническая конференция «Радиолокация и радиосвязь» 19-22 ноября 2012 г. Доклады. Т. 2., 2012. — с. 263-267.
129. Аносов А. А., Казанский А. С., Мансфельд А. Д., Шаракшанэ А. С., "Определение положения и размера нагретой области методом динамической акустотермографии," *ЖУРНАЛ РАДИОЭЛЕКТРОНИКИ, Мар. 2013.*

130. Курс общей физики. Том 3. Оптика Атомная физика Физика атомного ядра и элементарных частиц / Савельев, И.В. —
131. Anosov, Andrej, Kazanskij, Aleksandr, Sharakshane, Anton, "Acoustothermometrical control during hyperthermia of biological objects," *The Journal of the Acoustical Society of America* 123 (5), 2008. — с. 3226.
132. А.А. Аносов, Р.В. Беляев, В.А. Вилков, А.С. Казанский, А.Д. Мансфельд, А.С. Шаракшанэ, "ОПРЕДЕЛЕНИЕ ДИНАМИКИ ИЗМЕНЕНИЯ ТЕМПЕРАТУРЫ В МОДЕЛЬНОМ ОБЪЕКТЕ МЕТОДОМ АКУСТОТЕРМОГРАФИИ," *Акуст. журн.* 54 №4, 2008. — с. 540-545.
133. А.С. Шаракшанэ, А.А. Аносов, Р.В. Беляев, В.А. Вилков, А.С. Казанский, А.Д. Мансфельд, "ВОЗМОЖНОСТИ ДИНАМИЧЕСКОГО КАРТИРОВАНИЯ ВНУТРЕННЕЙ ТЕМПЕРАТУРЫ МЕТОДОМ АКУСТОТЕРМОГРАФИИ," *Акустика речи. Медицинская и биологическая акустика. Архитектурная и строительная акустика. Шумы и вибрации. Аэроакустика. Сборник трудов XX сессии Российского акустического общества*, 2008. — с. 136-139.
134. Experimental acoustical thermotomography of model object / Andrej A. Anosov, Alexander S. Kazanskij, Anton S. Sharakshane. — : New Research on Acoustics, 2008. — с. 3-20.
135. Yu.N. Barabanenkov, A.A. Anosov, A.S. Kazanskij, A.D. Mansfeld, A.S. Sharakshane, "Temperature Reconstruction in Depth of Biological Objects by Acoustical Radiometer," *PIERS Proceedings Moscow RUSSIA, August 18-21 2009*. — с. 793-796.
136. А.А.Аносов, Р.В. Беляев, В.А. Вилков, А.С.Казанский, А.Д. Мансфельд, А.С.Шаракшанэ, "Динамическая акустотермография," *Акуст. журн.*, Том 55 (4-5), 2009. — с. 436-444.
137. Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Мансфельд А.Д., Шаракшанэ А.С., "Экспериментальная проверка возможностей динамической акустической термографии.," *Акустика речи. Медицинская и биологическая акустика. Сборник трудов XXII сессии Российского акустического общества и Сессии Научного совета РАН по акустике. М.: ГЕОС., Том 3, 2010.* — с. 130-133.
138. Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Мансфельд А.Д., Шаракшанэ А.С., "Динамическая акустотермография в модельных экспериментах.," *ФИЗИКА И РАДИОЭЛЕКТРОНИКА В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ. Труды 9-й межд. научн.-техн. конф. с элем. научн. молод. школы - Владимир, 2010.* — с. 197-200.
139. А.А. Аносов, А.С. Казанский, А.Д. Мансфельд, А.С. Шаракшанэ, "Использование акустотермографии для динамического картирования внутренней температуры," *Сборник докладов III Всероссийской конференции «Радиолокация и радиосвязь». Москва, изд. ИРЭ им. В.А.Котельникова РАН*, 2009. — с. 141-145.
140. Аносов А.А., Барабаненков Ю.Н., Казанский А.П., Козлов А.П. Шаракшанэ А.С., "Использование методов акустотермографии для регистрации акустической эмиссии в модельных биологических объектах," *Приложение к журналу "Физика волновых процессов и радиотехнические системы" Тезисы и доклады V Международной научно-технической конференции "Физика и технические приложения волновых процессов".* 385.
141. Аносов А.А., М.А.Антонов, В.И.Пасечник, "Измерение корреляционных свойств теплового акустического излучения," *Акустический журнал*, Том 45, Выпуск 1, 2000. — с. 28-34.
142. Аносов А.А., Пасечник В.И., "Корреляция сигналов теплового акустического излучения," *Акуст. журн.*, Том 49, Выпуск 2, 2003. — с. 161-166.

143. Пасечник В.И., Аносов А.А., Барабаненков Ю.Н., Сельский А.Г., "Измерение пространственно-временной корреляционной функции теплового акустического излучения," *Акуст. журн.*, Том 49, Выпуск 5, 2003. — с. 683-686.
144. Lobkis, R. L. Weaver O. I., "On the emergence of the Green's function in the correlations of a diffuse field: pulse-echo using thermal phonons," *Ultrasonics*, 40, 435-439 (2002).
145. А.А. Аносов, Ю.Н. Барабаненков, А.С. Казанский, Ю.А. Лесс, А.С. Шаракшанэ, "ОБРАТНАЯ ЗАДАЧА АКУСТОТЕРМОГРАФИИ ПРИ КОРРЕЛЯЦИОННОМ ПРИЕМЕ ТЕПЛОВОГО АКУСТИЧЕСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ," *Акустический журнал* 55 (1), 2009. — с. 98-103.
146. А.А. Аносов, Ю.Н. Барабаненков, Р.В. Беляев, В.А. Вилков, А.С., Казанский, Ю.А. Лесс, А.Д.Мансфельд, А.С. Шаракшанэ, "КОРРЕЛЯЦИОННЫЕ ИЗМЕРЕНИЯ В АКУСТОТЕРМОГРАФИИ," *IV Всероссийская научно-техническая конференция "Радиолокация и радиосвязь". Доклады. 29 ноября – 3 декабря 2010 г., Москва*, 106-110.
147. Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Ю.А. Лесс, А.Д. Мансфельд, А.С. Шаракшанэ, "Акустотермография: корреляционный и некорреляционный методы.," *Радиотехника и электроника*, №9, Том Т.55, 2010. — с. 1113-1120.
148. А.А. Аносов, Ю.Н. Барабаненков, А.С. Казанский, Ю.А. Лесс, А.С. Шаракшанэ Восстановление температуры при корреляционном приеме теплового акустического излучения // *Акустика речи. Медицинская и биологическая акустика. Сборник трудов XXII сессии Российского акустического общества и Сессии Научного совета РАН по акустике. Т. 3. - М.: ГЕОС., 2010. — с. 133-135.*