

МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
им. М.В. ЛОМОНОСОВА

Физический факультет

На правах рукописи
УДК 534.8 : 519.24
534.1./2 : 534.7

ЕВТУХОВ Семен Николаевич

**ТОМОГРАФИЯ ТЕРМОАКУСТИЧЕСКИХ
СВОЙСТВ СРЕДЫ И АКУСТИЧЕСКОГО
НЕЛИНЕЙНОГО ПАРАМЕТРА**

Специальность: 01.04.06 – акустика

А в т о р е ф е р а т

диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Москва – 2007

Работа выполнена на кафедре акустики физического факультета Московского государственного университета им. М.В. Ломоносова.

Научный руководитель: доктор физико-математических наук,
профессор БУРОВ Валентин Андреевич

Официальные оппоненты: доктор физико-математических наук,
проф. КАРАБУТОВ Александр Алексеевич,
МЛЦ МГУ им. М.В. Ломоносова

кандидат физико-математических наук,
доцент ДЕМИН Игорь Юрьевич,
ННГУ им. Н.И. Лобачевского

Ведущая организация: Институт радиотехники и электроники
РАН, Фрязинский филиал

Защита диссертации состоится “ 1 ” ноября 2007 г. в 15.00 часов на заседании Специализированного Совета Д.501.001.67 в МГУ им. М.В. Ломоносова по адресу: 119992, г. Москва, ГСП-2, Ленинские Горы, МГУ, физический факультет, Центральная физическая ауд. им. Р.В. Хохлова

С диссертацией можно ознакомиться в научной библиотеке физического факультета МГУ им М.В. Ломоносова.

Автореферат разослан “ 28 ” сентября 2007 г.

Ученый секретарь
Специализированного Совета Д.501.001.67
кандидат физико-математических наук

А.Ф. КОРОЛЕВ

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ.

Актуальность темы

В настоящее время проблема ранней диагностики различных онкологических заболеваний является крайне актуальной. По данным American Cancer Society [1], в 2003 году более чем у двухсот тысяч американских женщин был обнаружен рак груди, причем смертельный исход наступил в сорока тысячах случаев. Таким образом, необходимость проведения регулярной диагностики как молочной железы (ввиду наибольшей распространенности заболевания этого органа), так и всего организма в целом продиктована сложившейся обстановкой.

Для решения диагностических задач, в медицине с разной степенью успешности используются такие методы как ИК-тепловидение [2, 3], СВЧ-радиометрия [3, 4], ЯМР-диагностика [5], ультразвуковая интроскопия [6]. Среди перечисленных методов, наиболее информативным является метод ядерно-магнитного резонанса. ЯМР томография обладает высокой разрешающей способностью и позволяет производить качественную классификацию внутренней структуры объекта. Однако ЯМР томография также имеет и существенные недостатки, выражающиеся в невозможности измерения количественных характеристик тканей и, главное, высокой стоимости оборудования и больших эксплуатационных расходов. В связи с этим, не видится реальной и скорой перспективы массового применения ЯМР-томографии. Для оснащения большого количества медицинских учреждений требуются более доступные методы диагностики.

Пассивная регистрация собственного электромагнитного излучения нагретой среды, лежащая в основе методов ИК-тепловидения и СВЧ-радиометрии, является их большим преимуществом по сравнению с активными системами (ЯМР, УЗИ). Оба метода обладают высокой чувствительностью к измерению температуры (доли градуса). Однако присутствие большого количества воды в организме человека создает электромагнитный экран, препятствующий получению данных с глубины, превышающей скин-слой. Таким образом, обладая высоким разрешением (около 30 мкм), ИК-тепловизор может измерить температуру только поверхностного слоя, т.к. толщина скин-слоя составляет доли миллиметра. В то же самое время, более низкочастотный метод СВЧ радиометрии позволяет производить измерения распределения температуры на глубине до 3 ÷ 5 см с точностью 0.5 К [4], но уже с гораздо более низким пространственным разрешением ~1 ÷ 1.5 см.

Разрешение, необходимое для диагностики, должно составлять единицы

миллиметров и выше, в то время как точность восстановления температуры должна быть не хуже $0.5 \div 1$ К. Перспективной альтернативой описанным методам является акустическая интроскопия. Акустические волны с частотами $1 \div 5$ МГц слабо затухают в биологических объектах, и, следовательно, имеют большую глубину проникновения. Длина волны в этом диапазоне $\lambda \leq 1.5$ мм, что позволяет получить высокое пространственное разрешение, которое необходимо для локализации злокачественного новообразования на ранней стадии. Используемые амплитуды акустических волн при диагностике не приносят вреда биологическим тканям. Главным преимуществом перед ЯМР является стоимость измерительной аппаратуры и малые затраты на обслуживание. Таким образом, ввиду совокупного преимущества акустических методов, продолжает оставаться актуальным их дальнейшее развитие, с целью получения характеристик, необходимых для эффективной медицинской диагностики опухолевых заболеваний и сопровождения процесса их лечения.

Цели и задачи

В настоящей диссертационной работе предложено два различных подхода к процессу акустической диагностики, в результате чего сама работа разделена на две части. В первой части диссертации описан метод, основанный на регистрации собственного термоакустического излучения, который нацелен на восстановление таких характеристик среды, как температура, коэффициент акустического поглощения, фазовая скорость звука. Подход использует волновое описание процесса термоизлучения, распространения и рассеяния акустических волн. С помощью антенной решетки с большим числом преобразователей принимаются, а также излучаются длительные широкополосные акустические сигналы, с амплитудой, сравнимой с термошумами исследуемой среды. В результате этих измерений строится корреляционная матрица принятых сигналов, на основании которой и производится восстановление описанных характеристик среды.

В подходе, описанном во второй части диссертационной работы, восстанавливается пространственное распределение нелинейного акустического параметра. Подход основан на решении самостоятельного вида обратных волновых задач, тесно связанных с процессом одновременной оценки распределения линейных и нелинейных параметров среды. Данный подход использует эффект рассеяния звука на звуке в сочетании с широкополосной модуляцией первичных волн, что позволяет применять когерентную временную обработку сигналов высокой сложности (типа многоканальной согласованной фильтрации) вместо трудоемких процессов пространственной обработки. Тем

самым, на временную обработку переносится основная информационная нагрузка и, как следствие, существенно сокращается число приемных и излучающих преобразователей.

Общей целью настоящей работы являлась разработка новых томографических методов акустической диагностики и проведение модельных численных и физических экспериментов, подтверждающих принципиальную возможность и практическую реализуемость предложенных методов.

Целями первой части работы, посвященной термотомографии, являлись:

I. Исследование принципиальных возможностей, достижимых характеристик и принципиальных ограничений при корреляционной термоакустической томографии.

II. Исследование схем реализации активно-пассивного режима термоакустического корреляционного томографирования с использованием предварительной фокусировки акустических полей.

Вторая часть работы (томография нелинейного акустического параметра) преследовала следующие цели:

III. Исследование принципиальной осуществимости и возможных методов томографирования распределения акустического нелинейного параметра с использованием эффекта рассеяния звука на звуке, т.е. нелинейного взаимодействия широкополосных кодированных первичных полей излучаемых и регистрируемых малоэлементной антенной решеткой.

IV. Исследование различных практических схем и методов восстановления распределения нелинейного параметра и картины кровоснабжения в процессе нелинейного томографирования.

Научная новизна работы

В работе впервые:

1. Экспериментально продемонстрировано, что в термоакустической томографии при корреляционной обработке выделяемый сигнал пропорционален разности локальной температуры и температуры фонового излучения от области, находящейся в зоне чувствительности приемных преобразователей.
2. Теоретически и экспериментально показано, что при анизотропной температуре фонового излучения возникает возможность раздельной регистрации рассеяния от неоднородности скорости и поглощения.
3. Предложена новая модель термоакустической томографии, сочетающая предварительную фокусировку полей и корреляционную обработку зарегистрированных данных. В рамках модели удается повысить

чувствительность системы к термоакустическому излучению и упростить схему анизотропной «подсветки».

4. Предложен и реализован волновой анализ проблемы томографии нелинейного параметра, использующий эффект рассеяния звука на звуке и широкополосные кодированные первичные волны.
5. Предложен и реализован метод процесса восстановления картины кровотока в составе томографа нелинейного параметра.

Достоверность представленных результатов диссертации подтверждается проверочными численными и физическими экспериментами, совпадением данных, полученных в этих экспериментах, а также соответствием результатов экспериментов априорной информации, теоретическим расчетам и данным, полученным в работах других авторов.

Научная и практическая значимость работы

1. Проведенное исследование физических процессов собственного акустического излучения нагретых объектов позволяет реалистически оценить возможности и трудности реализации активно-пассивного режима термотомографирования. Предложенная теоретическая модель является достаточной для дальнейшей разработки систем термотомографирования, являющихся эффективным и надежным инструментом медицинской диагностики.
2. Предложенный метод термотомографирования с использованием предварительной фокусировки полей позволяет существенно упростить техническую реализацию системы, за счет сокращения числа приемоизлучающих преобразователей, усилителей, корреляторов. Благодаря этому также сокращается время измерений (критичный параметр для медицинских приложений), упрощается схема обработки полученных данных. Использование подобного устройства представляется перспективным в процедуре сопровождения лечения раковых заболеваний путем гипертермии или термоабляции.
3. Описанная методика термотомографирования предоставляет возможность одновременного восстановления таких количественных характеристик, как: температура, коэффициент акустического поглощения, неоднородность скорости звука в ткани.
4. Теоретически и экспериментально продемонстрировано существование нелинейно-рассеянных полей вне области взаимодействия неколлинеарных первичных сигналов за счет наличия в рассеивателе

неоднородностей нелинейного параметра.

5. Предложенная схема томографирования нелинейного параметра обладает рядом преимуществ. Для проведения двумерного томографирования требуется небольшое число электроакустических датчиков, время измерений невелико. Вместе с тем, точность измерения нелинейного параметра и пространственная разрешающая способность удовлетворяют потребностям медицинской диагностики.
6. Предложенная методика восстановления движения нелинейных рассеивателей позволяет получать карту полных векторов скоростей кровотока – важного диагностического параметра. Преимущество предложенного подхода состоит в возможности использования уже полученных первичных данных томографирования нелинейного параметра, т.е. не требует дополнительных измерений.
7. Методика томографирования нелинейного параметра может быть использована в дефектоскопии и других системах томографии.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Корреляционное обнаружение термоакустических сигналов от тонкой пластины с отличными от окружающей среды коэффициентом поглощения, значением фазовой скорости звука и температуры.
2. Доказательство определяющего влияния на величину и знак корреляционной функции разности локальной температуры и температуры фонового излучения области, находящейся в зоне чувствительности приемных преобразователей.
3. Возможность отдельной регистрации рассеяния от неоднородности скорости и поглощения при анизотропной температуре фонового излучения.
4. Метод восстановления картины пространственного распределения акустического нелинейного параметра, основанный на эффекте рассеяния звука на звуке и использующий первичные сигналы со сложной модуляцией и широким спектром при малом количестве излучающих и приемных преобразователей.
5. Метод восстановления картины кровотока в процессе нелинейного томографирования.

Апробация работы

Материалы диссертации докладывались на отечественных и зарубежных симпозиумах и конференциях: 27-й международный симпозиум по

Акустической Визуализации (International Symposium on Acoustical Imaging, Германия, 2003), XI международная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых по фундаментальным наукам «Ломоносов-2004» (Москва, 2004), XV сессия Российского Акустического Общества (Нижний Новгород, 2004), XVI сессия Российского Акустического Общества (Москва, 2005), II Евразийский конгресс по медицинской физике и инженерии «Медицинская физика-2005» (Москва, 2005), X всероссийская школа-семинар «Волновые явления в неоднородных средах» (Звенигород, 2006). А также на научных семинарах кафедры акустики физического факультета МГУ и Institute for Polymer Testing and Science (IKP-ZFP), Штутгартского университета (Германия).

Работа выполнена при поддержке гранта Президента РФ № НШ-4449.2006.2 и гранта РФФИ № 07-02-00239а.

Публикации

Основные результаты диссертации изложены в 12 работах [А1-А12], приведенных в конце автореферата, в том числе 4 статьи в реферируемых журналах.

Личный вклад автора

Автор принимал непосредственное участие на всех этапах исследований, изложенных в диссертационной работе. Эти этапы заключались в разработке теории, выполнении предварительных оценок, подготовке всех видов программного обеспечения, выполнении измерений и подготовке публикаций результатов. Все экспериментальные данные, обсуждаемые в работе, были получены самостоятельно.

Структура и объем диссертации

Диссертация состоит из общего вводного раздела, двух относительно независимых частей со своими обзорами литературы, аннотациями, основным текстом и заключением. Список цитируемой литературы включает 143 наименования, общий объем работы составляет 200 страниц, включая 182 страницы текста и 46 рисунков.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

В первом разделе дана общая характеристика работы, обосновывается актуальность избранной темы, формулируются основные цели и задачи работы, положения, выносимые на защиту, научная новизна и практическая значимость. Изложение основного материала разделено на две части. В конце приводятся

основные результаты и выводы.

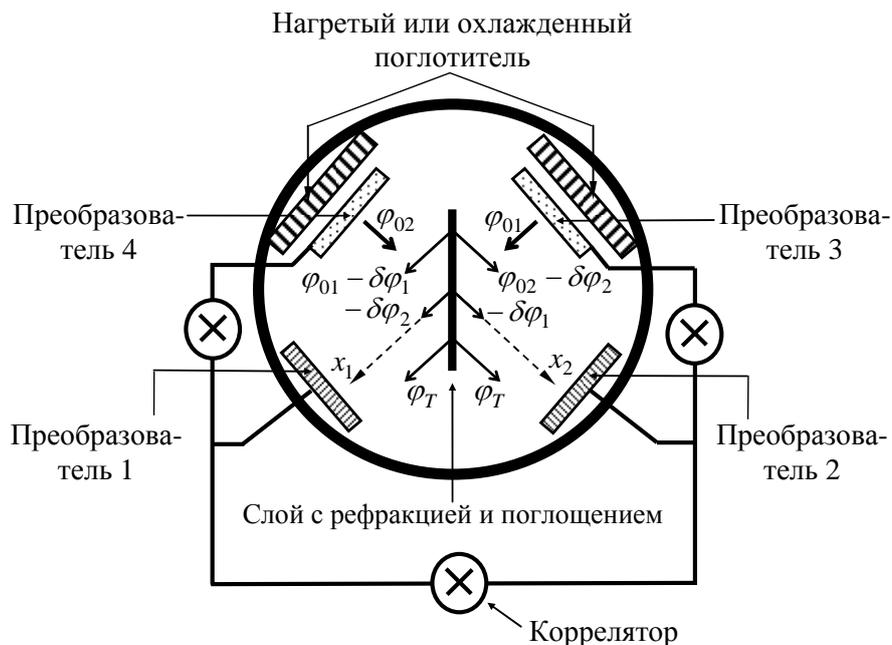
Содержание первой части

Часть I диссертационной работы посвящена корреляционным методам акустической термотографии. **Глава I.1** носит вводно-постановочный характер, в ней приводится обзор литературы, посвященный методам термотографии, формулируется актуальность задачи регистрации распределения температуры внутри тела человека. Например, в [3] отмечается, что злокачественные новообразования желудка вызывают повышение температуры на $(0.5 \div 0.8)^\circ\text{C}$ по сравнению с нормой, максимальный разброс которой $\pm 0.4^\circ\text{C}$, а при болезнях печени (гепатит, холецистит) наблюдается повышение температуры на $(0.8 \div 2.0)^\circ\text{C}$. Таким образом, информация о температуре исследуемого органа облегчает раннюю диагностику при различных патологиях и, как указывается в [2], по наличию в теле человека зон с аномальной температурой, позволяет распознать более ста заболеваний.

Помимо диагностических приложений, контроль глубинной температуры также необходим при гипертермии [7] или термоабляции [8], когда опухоль нагревается внешним источником до определенной температуры. Очень важно удерживать этот локальный нагрев в жестких температурных рамках. Например, оптимальной температурой при гипертермии является 42°C , а порог безопасности – 45°C . В настоящее время внутреннюю температуру в области нагрева измеряют, вводя в тело пациента специальные катетеры. Ситуация осложняется тем, что введение внутрь тела термопар вызывает ответную реакцию организма и искажает действительное распределение температуры. Поэтому, желателен безболезненный неинвазивный контроль, с помощью которого можно обеспечить достаточную глубинность и точность измерений.

В главе I.1 обосновывается выбор корреляционного подхода среди различных методов акустической термотографии. Корреляционная обработка сигналов, сфазированных путем компенсации разностных или суммарных задержек, позволяет восстановить в каждой пространственной точке \mathbf{r} следующие характеристики объекта: коэффициент вязкости $b(\mathbf{r})$, пропорциональный коэффициенту поглощения, неоднородность фазовой скорости звука $v(\mathbf{r})$, собственную температуру $T(\mathbf{r})$ и температуру фонового излучения $T_{bg}(\mathbf{r})$. Под $T_{bg}(\mathbf{r})$ подразумевается температура, которую имело бы акустически абсолютно черное тело, помещенное в данную точку \mathbf{r} и достигшее состояния термодинамического равновесия с окружающим акустическим излучением.

Рис. 1.
Схема корреляционных измерений термоакустических полей тонкого слоя.



В главе I.2 обсуждаются принципы корреляционного обнаружения собственного и рассеянного термоакустического излучения. Для этого рассматривается простая модель тонкого поглощающего слоя с рефракцией (рис. 1), позволяющая реализовать наглядный вывод теоретических положений для случая плоских волн. Получено, что для изотропного фонового поля (подсветки) корреляционная томография возможна только при совместном использовании режимов работы на суммарных и разностных задержках (активный и пассивный режимы соответственно). Показано, что при работе в пассивном режиме можно зарегистрировать только неравновесную часть термоакустического излучения, пропорциональную разности акустостоярковых температур фонового поля и собственной температуры объекта:

$$\begin{aligned} \operatorname{Re} \Gamma_{12}(\tau = \tau_{12}^-) &= A(b) [T - T_{bg}] ; \\ \operatorname{Im} \Gamma_{12}(\tau = \tau_{12}^-) &= 0. \end{aligned} \quad (1)$$

Здесь $A(b)$ – коэффициент, пропорциональный b ; функция $\Gamma_{ik}(\tau) \equiv \operatorname{Re} \Gamma_{ik} + i \operatorname{Im} \Gamma_{ik} = \overline{\varphi_i(t) \varphi_k^*(t + \tau)}$ – функция взаимной когерентности, она будет иметь максимум при времени задержки $\tau = \tau_{ik}$, компенсирующей различие во времени прихода сигнала на приемные преобразователи i и k соответственно (рис. 1). Такая задержка означает «фазирование» на определенную область пространства. Для разностных задержек $\tau = \tau_{ik}^-$ компенсируется разность времени распространения сигнала от исследуемой точки области до одного и другого приемного преобразователя. При фазировании на суммарных задержках $\tau = \tau_{ik}^+$ компенсируется время, требуемое

для прохождения сигнала от одного преобразователя до исследуемой точки области и, далее, до другого приемного преобразователя (этот режим аналогичен системе активной локации). Показано, что для изотропного фонового поля при работе в активном режиме регистрируемый сигнал пропорционален абсолютной температуре фонового излучения, рассеянного на объекте:

$$\begin{aligned} \operatorname{Re} \Gamma_{32}(\tau = \pm \tau_{32}^+) &= -0.5 A(b) T_{bg} + B(v^2) T_{bg}; \\ \operatorname{Im} \Gamma_{32}(\tau = \pm \tau_{32}^+) &= C(v) T_{bg}. \end{aligned} \quad (2)$$

Коэффициенты $C(v)$ и $B(v^2)$ пропорциональны, соответственно v и v^2 .

В главе I.2 показано, что линейная комбинация (сумма или разность) функций когерентности, полученных при анизотропной подсветке первого или второго приемников, позволяет производить раздельное восстановление комбинации акустических (поглощение и неоднородность скорости звука) и температурных параметров при работе только на разностных задержках (такой режим более предпочтителен для томографа). Для реализации такого режима необходимо проведение двух серий экспериментов, в каждой из которых «подсвечен» только один приемник. Например, в первой серии только температура поля φ_{01} , регистрируемого приемником 1 (рис. 1), отличается от T : $T_{bg}^{(1)} = T + \delta T^{(1)}$; $T_{bg}^{(2)} = T$; функцию когерентности обозначим как $\Gamma_{12}^{(I)}$.

Результатом второй серии измерений является $\Gamma_{12}^{(II)}$, полученная в аналогичной ситуации, только теперь подсвечен приемник 2: $T_{bg}^{(1)} = T$; $T_{bg}^{(2)} = T + \delta T^{(2)}$.

Наиболее интересным представляется частный случай $\delta T \equiv \delta T^{(1)} = \delta T^{(2)}$, позволяющий проиллюстрировать преимущества комбинаций $\Gamma_{12}^{(I)} \pm \Gamma_{12}^{(II)}$:

$$\begin{aligned} \operatorname{Re} \Gamma_{12}^{(I)}(\tau_{12}^-) + \operatorname{Re} \Gamma_{12}^{(II)}(\tau_{12}^-) &= -A(b) \delta T; & \operatorname{Re} \Gamma_{12}^{(I)}(\tau_{12}^-) - \operatorname{Re} \Gamma_{12}^{(II)}(\tau_{12}^-) &= 0; \\ \operatorname{Im} \Gamma_{12}^{(I)}(\tau_{12}^-) + \operatorname{Im} \Gamma_{12}^{(II)}(\tau_{12}^-) &= 0; & \operatorname{Im} \Gamma_{12}^{(I)}(\tau_{12}^-) - \operatorname{Im} \Gamma_{12}^{(II)}(\tau_{12}^-) &= 2C(v) \delta T. \end{aligned} \quad (3)$$

Благодаря этому удается осуществить раздельное восстановление характеристик поглощения и неоднородности скорости звука.

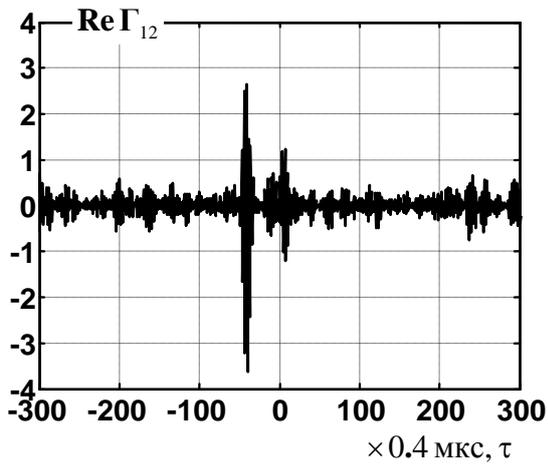
В этой главе также рассмотрена возможность обобщения результатов на случай кольцевой томографической системы.

В **главе I.3** описана схема и результаты физического эксперимента, носящего в определенном смысле «ключевой» характер, по восстановлению термоакустических характеристик объекта. В эксперименте получены результаты, достаточные для подтверждения теоретических заключений, приведенных в главе I.2.

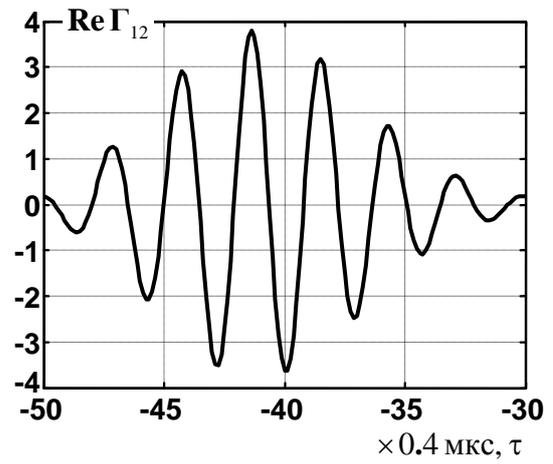
В эксперименте использовалась пара преобразователей, имеющих полосу рабочих частот (890 ± 100) кГц и усилители, сконструированные по полностью симметричной парафазной схеме, имеющие низкий шум-фактор $\sim (1.5 \div 2)$ дБ. Сигналы с усилителей подвергались корреляционной обработке, для чего была реализована схема оцифровки с частотой 2.5 МГц и промежуточной оперативной обработки сигналов, поступающих порциями по 1024 временных отсчета с двух приемников. Таким образом, получаемая корреляционная функция по мере накопления усреднялась по выборкам. Почти во всех экспериментах время корреляционного накопления составляло 10 секунд.

Для иллюстративного подтверждения соотношения (1), согласно которому, в случае разностных задержек, вклад в функцию когерентности дает именно разность $(T - T_{bg})$ собственной температуры и температуры фона, был проведен эксперимент при положительном и отрицательном температурном контрасте $(T - T_{bg})$. Реализуемая здесь фоновая подсветка (она создавалась при помощи нагретых или охлажденных кусков резины (рис. 1), помещенных в прожекторную зону приемников) была симметричной, изменялась только ее температура T_{bg} . На рис. 2 представлены корреляционные функции теплового излучения поглощающего слоя, соответствующие функции $\text{Re}\Gamma_{12}(\tau)$, в случаях $T_{bg} > T$ (рис. 2а) и $T_{bg} < T$ (рис. 2в). Результаты обоих экспериментов (рис. 2а, в) согласуются с (1). Как следует из (1), знак сфазированной на разностных задержках функции $\text{Re}\Gamma_{12}(\tau_{12}^-)$ в рассматриваемых двух экспериментах должен быть противоположным. Этот факт хорошо виден на рис. 2б, г, где приведены увеличенные фрагменты тех же корреляционных функций. Как следует из (1), не только знак, но и амплитуда $\text{Re}\Gamma_{12}(\tau_{12}^-)$ зависит от контраста температур. При подсветке горячей резиной контраст температур $(T - T_{bg})$ составлял около $(-56 \pm 3)^\circ\text{C}$, а при холодной резине – около $(22 \pm 3)^\circ\text{C}$. Отношение абсолютных величин этих температурных контрастов находится в хорошем соответствии с отношением максимумов корреляционных функций на рисунках 2.

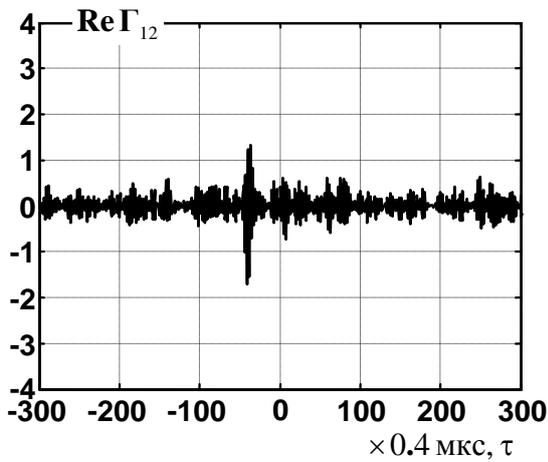
Следующие эксперименты иллюстрируют возможности термографирования при несимметричном фоновом излучении. Собственная температура слоя в этих экспериментах оставалась равной комнатной температуре: $T = T_0$. Несимметричность излучения создавалась тепловой подсветкой одним нагретым куском резины. В первом варианте подсветки, нагретая резина находится только напротив приемника 1, увеличивая



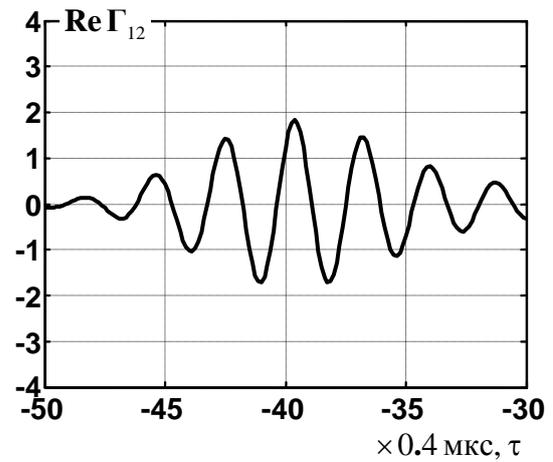
2а



2б



2в



2г

Рис. 2. Функция взаимной когерентности излучения тонкого поглощающего слоя при фоновой температуре больше (а, б) и меньше (в, г) температуры слоя. Максимум соответствует разностной задержке.

температуру поля φ_{01} : $T_{bg}^{(1)} = T_0 + \delta T$; $T_{bg}^{(2)} = T_0$. Во втором варианте, резина расположена напротив приемника 2: $T_{bg}^{(1)} = T_0$; $T_{bg}^{(2)} \approx T_0 + \delta T$; здесь $\delta T^{(2)} \approx \delta T^{(1)} = \delta T$. Согласно соотношению (3), суммарная комбинация, сфазированная на слой, выделяет вклад от поглощающей компоненты, в то время как разностная комбинация позволяет выделить рефракционную компоненту. Действительно, для использованного в эксперименте рефракционного слоя, сумма не имеет ярко выраженных максимумов при $\tau = \tau_{12}^-$ (рис. 3а). При этом разностная комбинация (рис. 3б) содержит максимум при $\tau = \tau_{12}^-$. В аналогичных экспериментах с образцами, в которых представлены обе b - и v -компоненты, характерные максимумы присутствуют как в суммарной, так и в разностной комбинациях. Их значения пропорциональны, соответственно, величинам b и v . Таким образом, в случае

фазирования сигналов на разностных задержках показана возможность восстановления не только значения поглощения (такая возможность существует и при изотропном фоновом излучении), но и неоднородности фазовой скорости звука, что становится возможным только при анизотропном фоновом излучении.

Более подробное исследование показало, что практическая реализация анизотропной подсветки в рамках круговой антенной решетки имеет ряд принципиальных трудностей [A8]. В связи с этим в главе I.4 обсуждаются другие возможные схемы измерений. В результате поиска решения задачи организации анизотропной подсветки и улучшения температурной чувствительности, обращается внимание на фокусирующие системы (рис. 4). Использование предварительной фокусировки полей обладает рядом преимуществ. Во-первых, в рамках такой системы удастся организовать анизотропную подсветку с помощью простых технических средств. Во-вторых, открывается дополнительная возможность по упрощению приемно-излучающей системы и схемы обработки данных. В главе I.4 приводятся оценки коррелированности сигналов на сопряженных приемниках и возможности по регистрации температурного контраста. Приводятся результаты численного эксперимента.

В заключении необходимо отметить, что предварительную фокусировку акустических полей в целях термотомографии рассматривали и другие группы исследователей, но, однако, в существенно иной форме (например, в виде фокусирующих преобразователей).

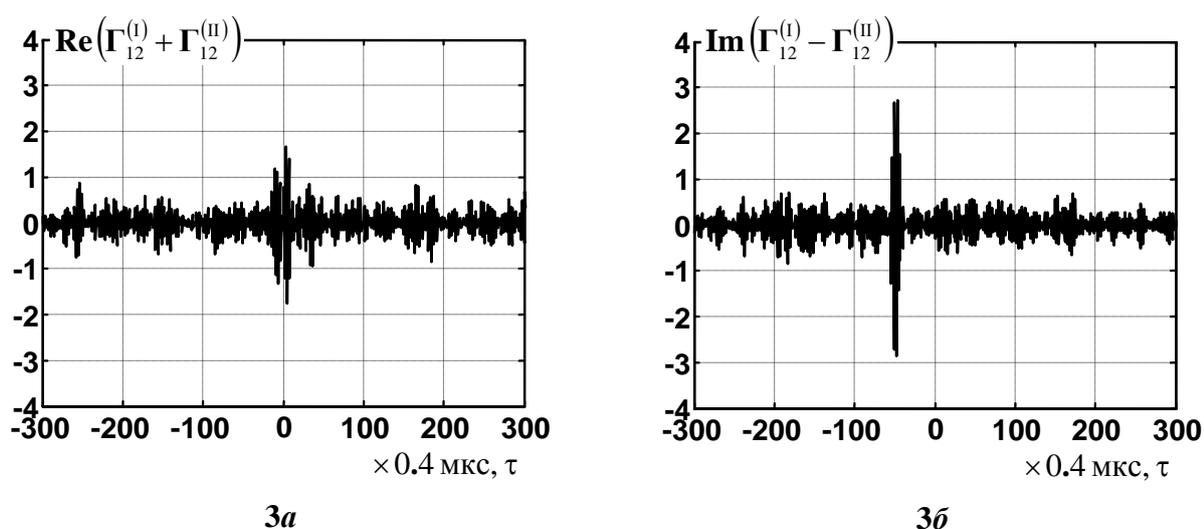
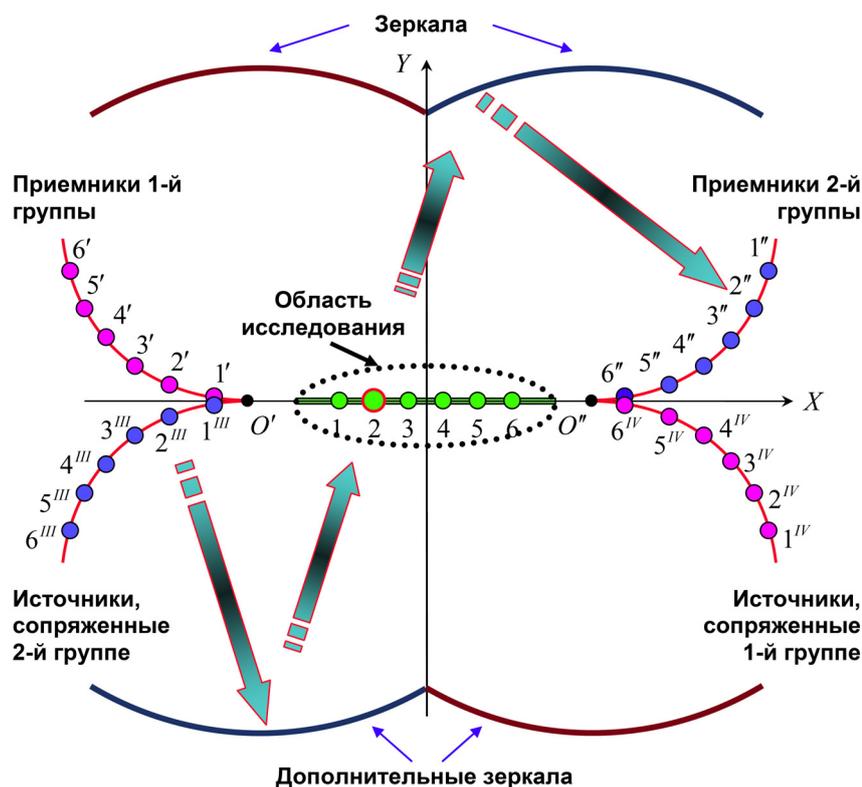


Рис. 3. Сумма (а) и разность (б) функций взаимной когерентности, соответствующих несимметричной подсветке тонкого рефракционного слоя последовательно с двух направлений.

Рис. 4.
 Реализация
 анизотропной
 подсветки в системе
 с фокусирующими
 зеркалами.



Содержание второй части

Часть II диссертационной работы посвящена разработке метода томографии нелинейного акустического параметра, основанного на волновом подходе. **Глава II.1**, также как и в первой части, носит вводно-постановочный характер, в ней приводится обзор литературы, посвященный методам измерения нелинейного параметра, диагностическому использованию его значения в медицине, схемам томографического восстановления. Отдельный пункт посвящен эффекту рассеяния звука на звуке. Формулируется актуальность задачи регистрации акустического нелинейного параметра.

Примером преимуществ использования нелинейного параметра для целей медицинской диагностики являются данные, приведенные в [9] для восьми различных патологий свиной печени. Относительное изменение скорости звука составляет $2 \div 3.8\%$, плотности – меньше 1% , в то же самое время отклонение нелинейного параметра находится на уровне $9 \div 20\%$. Таким образом, эффективное изменение значения диагностируемого параметра, по сравнению с его фоновым значением, в несколько раз превышает подобное отношение для систем томографии, дающих количественное распределение линейных характеристик.

В **главе II.2** предлагается волновой подход, использующий эффект рассеяния звука на звуке, к задаче томографического восстановления распределения акустического нелинейного параметра. Обсуждаются физические принципы процесса рассеяния, формулируются условия,

необходимые для осуществления этого процесса. Так, процесс взаимодействия плоских акустических волн с волновыми векторами \mathbf{k}_1 , \mathbf{k}_2 и соответствующими частотами ω_1 , ω_2 , требует выполнения условий, вытекающих из законов сохранения энергии и импульса:

$$\omega_{\pm} = \omega_1 \pm \omega_2 ; \quad \mathbf{k}_{\pm} = \mathbf{k}_1 \pm \mathbf{k}_2 . \quad (4)$$

Из системы (4) следует, что взаимодействие двух волн в жидких однородных средах без дисперсии возможно только в случае сонаправленных волновых векторов ($\mathbf{k}_1 \uparrow \uparrow \mathbf{k}_2$). Если же среда неоднородна по нелинейному параметру $\varepsilon(\mathbf{r})$, то возможно взаимодействие двух волн, волновые векторы которых пересекаются под некоторым углом, так как в этом случае «дефицит» волнового вектора восполняется за счет вектора \mathbf{K} необходимой пространственной частоты в пространственном спектре $\tilde{\varepsilon}(\mathbf{K})$ нелинейного рассеивателя, и в результате такого взаимодействия первичных волн возникают волны суммарной ω_+ и разностной ω_- частот.

Опираясь на результаты работы [10] и используя в качестве исходных систему основных уравнений акустики (Эйлера, непрерывности и состояния), в работе получена система волновых уравнений для комплексных амплитуд $p_j(\mathbf{r})$ (получаемых из представления монохроматических составляющих первичных волн на первичной, комбинационной или удвоенной частоте ω_j в виде $p_j(\mathbf{r}, t) = [p_j(\mathbf{r}) \exp(-i\omega_j t) + p_j^*(\mathbf{r}) \exp(i\omega_j t)] / 2$):

$$\Delta p_1 + \frac{\omega_1^2}{c^2(\mathbf{r})} p_1 = F_{01}, \quad \Delta p_2 + \frac{\omega_2^2}{c^2(\mathbf{r})} p_2 = F_{02}, \quad \Delta p_{\pm} + \frac{\omega_{\pm}^2}{c^2(\mathbf{r})} p_{\pm} = \frac{\varepsilon(\mathbf{r}) \omega_{\pm}^2}{\rho_0 c^2(\mathbf{r})} p_1 p_2^{(*)}, \quad (5)$$

где p_1 , p_2 , p_+ , p_- – волны на частотах ω_1 , ω_2 , ω_+ , ω_- ; F_{01} и F_{02} – источники первичных волн на соответствующей частоте; $c(\mathbf{r})$ – фазовая скорость ультразвука. В правой части последнего уравнения знак сопряжения $*$ величины p_2 указан в скобках, поскольку сопряжение требуется только в случае волны разностной частоты p_- . Далее с учетом представления первичных плоских волн в виде $p_1(\mathbf{r}) = p_{01} \exp(i\mathbf{k}_1 \mathbf{r})$ и $p_2(\mathbf{r}) = p_{02} \exp(i\mathbf{k}_2 \mathbf{r})$, в работе выводятся основные соотношения для анализа пространственного спектра нелинейного рассеивателя $\tilde{\varepsilon}(\mathbf{K})$:

$$p_{\pm}(\mathbf{y}) \approx \frac{\omega_{\pm}^2}{\rho_0 c_0^4} p_{01} p_{02}^{(*)} G_{\pm}(\mathbf{y}, 0) \tilde{\varepsilon}(\mathbf{K}_{\pm}), \quad \mathbf{K}_{\pm} \equiv \mathbf{k}_{\pm} - (\mathbf{k}_1 \pm \mathbf{k}_2), \quad (6)$$

где \mathbf{K}_{\pm} – векторы пространственной частоты в спектре $\tilde{\varepsilon}$.

Схема измерений изображена на рис. 5. На апертурной окружности расположены два плоских излучателя и плоский приемник с достаточно широкой полосой пропускания. Все преобразователи ориентированы на центральную область этой окружности; внутри области пересечения прожекторных зон излучателей лежит

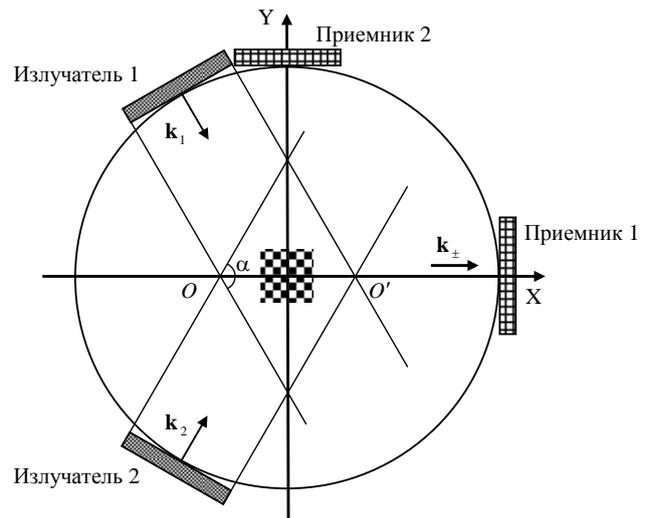


Рис. 5. Схема измерений в численном эксперименте.

исследуемый объект. На излучатели подаются широкополосные (в отличие от работы [10]) кодированные сигналы. Благодаря нелинейным эффектам происходит взаимодействие первичных волн, результатом которого является рождение комбинационных волн, регистрируемых впоследствии одним или несколькими приемниками. Как следует из выражения (6) для $p_{\pm}(\mathbf{y})$, сигнал комбинационной частоты пропорционален произведению амплитуд сигналов первичных волн и соответствующей спектральной компоненты нелинейного параметра. Взаимные временные задержки на распространение сигнала от излучателей до каждой точки объекта – разные (в общем случае), и, следовательно, в каждой точке объекта рождается комбинационная волна, обладающая собственным кодом. Таким образом, применение соответствующей фильтрации к измеренным данным позволяет выделить вклад в нелинейно рассеянный сигнал от любой точки пространства.

Реконструкция распределения акустического нелинейного параметра осуществлялась методом согласованной фильтрации, который заключался в следующем. Для каждого элементарного нелинейного рассеивателя в точке пространства \mathbf{r} рассчитывался эталонный отклик $p_{\delta}(\mathbf{y}|\mathbf{r},t)$, являющийся рассеянным комбинационным сигналом на приемнике с радиус-вектором \mathbf{y} , который порождается пробным рассеивателем с нелинейным параметром $\varepsilon_{\delta}(\mathbf{r}') = \sigma_{\text{eff}}\delta(\mathbf{r}' - \mathbf{r})$. Здесь σ_{eff} – нормировочный коэффициент, определяемый полосой обрабатываемых алгоритмом пространственных частот и связанными с ней размерами элемента разрешения. При согласованной фильтрации принятый сигнал $p(\mathbf{y},t)$ от сложного нелинейного объекта подвергается корреляционному сравнению с ожидаемым сигналом $p_{\delta}(\mathbf{y}|\mathbf{r},t)$. Таким образом,

оценка $\hat{\varepsilon}(\mathbf{r})$ нелинейного параметра $\varepsilon(\mathbf{r})$ имеет вид:

$$\hat{\varepsilon}(\mathbf{r}) = \frac{\int p_{\delta}^*(\mathbf{y} | \mathbf{r}, t) p(\mathbf{y}, t) dt}{\int p_{\delta}^*(\mathbf{y} | \mathbf{r}, t) p_{\delta}(\mathbf{y} | \mathbf{r}, t) dt} . \quad (7)$$

В главе II.2 также делается оценка уровней рассеиваемых сигналов и возможность их регистрации. Приводится оценка необходимого фактора накопления. Обсуждаются размеры и форма восстанавливаемой спектральной области пространственного Фурье-образа нелинейного рассеивателя $\tilde{\varepsilon}(\mathbf{K})$. Эта область зависит от величин и направлений векторов \mathbf{k}_1 , \mathbf{k}_2 , \mathbf{k}_- и \mathbf{k}_+ и полностью определяется из соотношений (6).

В главе II.3 анализируется восстанавливаемая область пространственного спектра нелинейного рассеивателя для конкретных конфигураций. Так для схемы измерений, воспроизводящей рис. 5 с приемником 1, и при использовании полтораоктавной полосы первичных сигналов, восстанавливаемая область имеет вид, изображенный на рис. 6. Если равномерно расположить на окружности 12 преобразователей с шагом 30° между ними, то, при переборе всех направлений излучения и приема с шагом 30° (угол между излучателями фиксирован и равен 120°), на суммарных частотах может быть восстановлена спектральная область, изображенная на рис. 7.

В работе обращается внимание на то, что в используемом методе даже

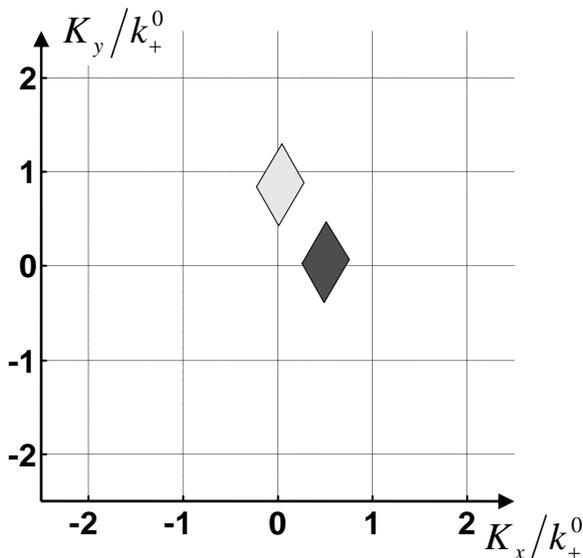


Рис. 6. Область локализации восстанавливаемой части пространственного спектра нелинейного рассеивателя в схеме измерений, воспроизводящей рис. 5 с приемником 1. Темная область соответствует суммарным комбинационным частотам, более светлая область – разностным.

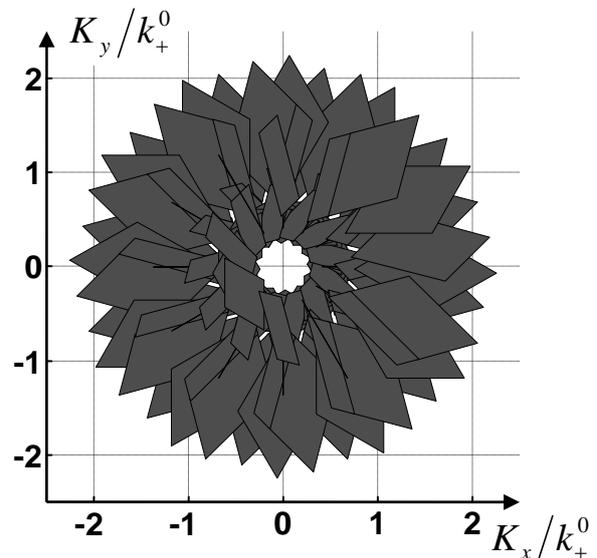


Рис. 7. Область локализации восстанавливаемой части пространственного спектра нелинейного рассеивателя при переборе всех направлений излучения и приема с шагом 30° . Угол между \mathbf{k}_1 и \mathbf{k}_2 равен 120° ; измерения на суммарных частотах.

при многоракурсном режиме не восстанавливаются нулевая и низкочастотные составляющие пространственного спектра рассеивателя, в результате чего восстановление абсолютного значения акустического нелинейного параметра нуждается в дополнительных измерениях или дополнительной информации. Так, в главе II.3 подчеркивается, что при использовании почти коллинеарного взаимодействия первичных волн (которое вполне реализуемо технически) удастся восстановить практически всю низкочастотную область пространственного спектра рассеивателя. В свою очередь, это позволяет получать количественную характеристику распределения нелинейного параметра.

Далее в работе приводятся результаты численных экспериментов по реконструкции пространственно неоднородного нелинейного рассеивателя. В качестве примера рассматривалось воспроизведение изображения букв «МГУ» (рис. 8а). Расстояние между регулярно расположенными точечными рассеивателями, образующими надпись, составляло $\lambda_+^0/4$, где λ_+^0 – длина волны на средней суммарной комбинационной частоте. Фоновое значение нелинейного параметра полагалось равным $\bar{\varepsilon} = 4$, нелинейный параметр буквы «М» равнялся $\varepsilon = 2.9$ (т.е. $\Delta\varepsilon = -1.1$), а для букв «Г» и «У» было принято значение $\varepsilon = 5.1$ (т.е. $\Delta\varepsilon = 1.1$). Полоса частот излучаемых сигналов составляла полторы октавы, а длительность равнялась 150×10^3 периодов несущей частоты. На рис. 8б изображен результат восстановления $\hat{\varepsilon}(\mathbf{r})$ для схемы, соответствующей рис. 5 с приемником 1. Ромбический контур соответствует границам области пересечения первичных пучков, он имеет высокую яркость вследствие широкого пространственного спектра скачка ε на границе. Поворот всей приемоизлучающей системы относительно неподвижного исследуемого объекта на 90° приводит к результату, изображенному на рис. 8в. Реакция на изменение $\varepsilon(\mathbf{r})$ имеет вид осцилляций вокруг нулевого значения, обусловленных выделением только определенной части ненулевых составляющих пространственного спектра изображения. Постоянная составляющая в оценке отсутствует. Отличие результатов на рис. 8б,в состоит в восстановлении различных областей пространственного спектра букв.

Результат аддитивного объединения рисунков 8б,в изображен на рис. 8г. Более удобная для визуального восприятия огибающая результата объединения $\hat{\varepsilon}_{\text{env}}(\mathbf{r}) \equiv |\hat{\varepsilon}(\mathbf{r}) + i\hat{\varepsilon}_H(\mathbf{r})|$ изображена на рис. 8д.

Глава II.4 посвящена реализации физического эксперимента. Схема измерений соответствует рис. 9 с приемником 1. Для упрощения технической стороны, несущие частоты первичных сигналов были выбраны одинаковыми:

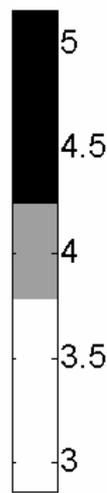
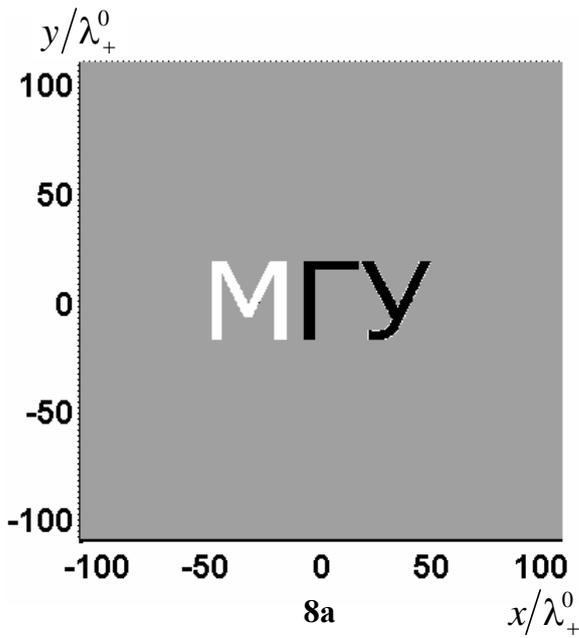


Рис. 8. Модельная иллюстрация процессов восстановления:

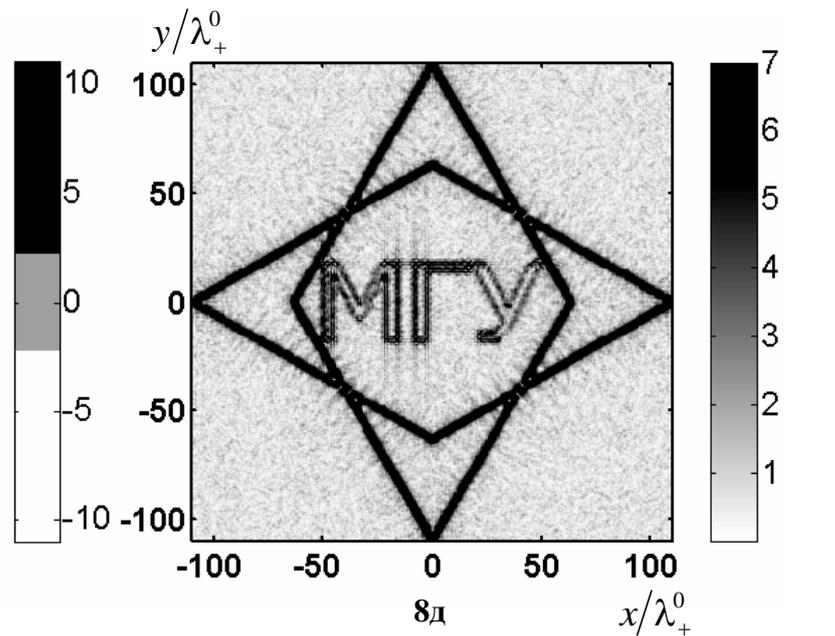
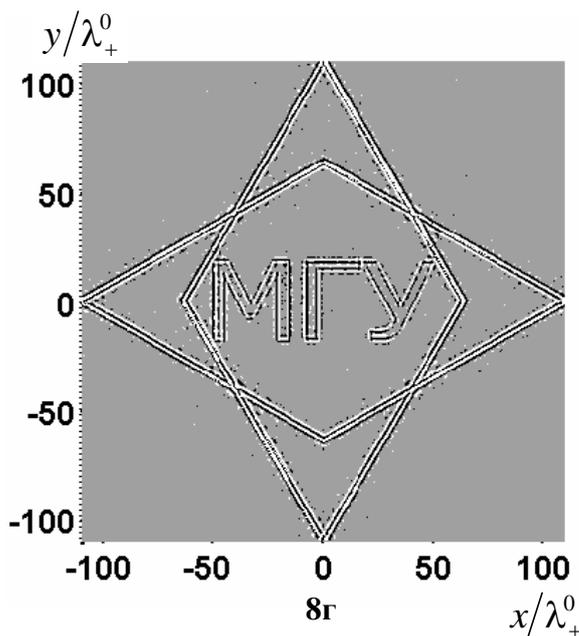
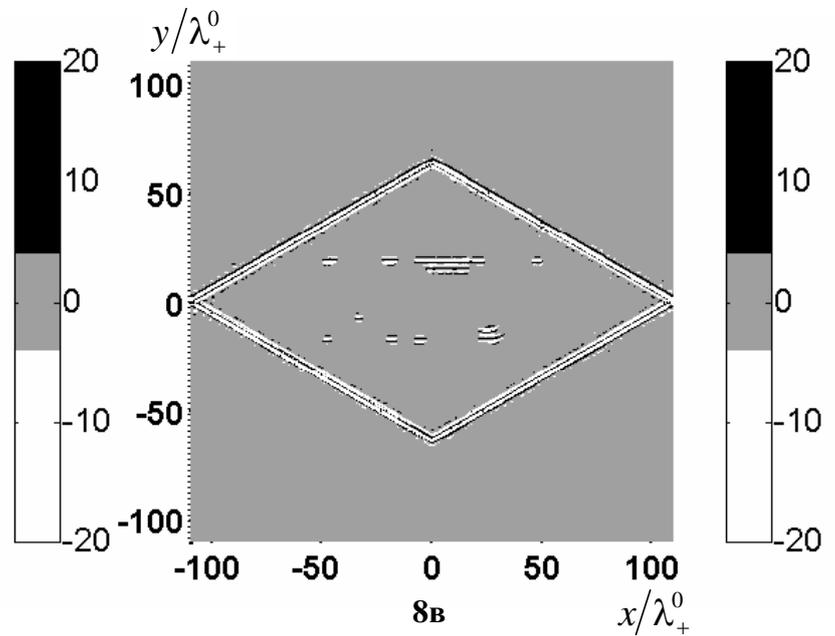
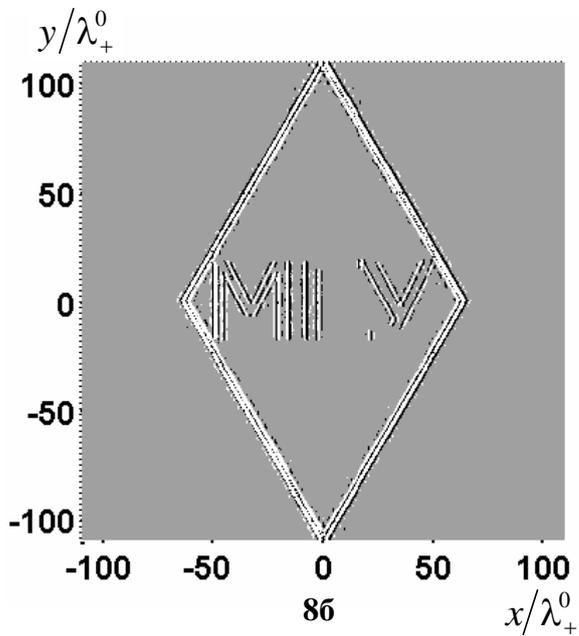
(а) – исходное распределение величины нелинейного параметра при расстоянии между точечными рассеивателями $\lambda_+^0/4$;

(б) – результат восстановления для схемы, соответствующей рис. 5 с приемником 1;

(в) – результат восстановления при повороте всей приемоизлучающей системы относительно неподвижного исследуемого объекта на 90° ;

(г) – аддитивное объединение результатов на рис. (б) и (в);

(д) – обобщенная огибающая результата объединения.



$f_{1,2}^0 \approx 818$ кГц. Первичные сигналы подавались на усилители мощности, выходные фильтры которых имели полосу пропускания $(500 \div 1200)$ кГц.

Интенсивность первичных полей составляла около 100 мВт/см². Частотная характеристика приемного преобразователя лежала в диапазоне $f_r \in (1400 \div 1800)$ кГц, по уровню 0.7 , а его чувствительность составляла около 50 мкВ/Па. Сигнал с приемного преобразователя подавался на усилитель, входные фильтры которого имели полосу пропускания

$(1250 \div 1900)$ кГц. Далее сигналы длительностью 250 мс оцифровывались с частотой 4.5 МГц и сохранялись в компьютере для последующей обработки.

В качестве распределенного рассеивателя было выбрано свиное сало (его нелинейный параметр равен $B/A \approx 10$ [11], т.е. $\varepsilon \approx 6$; для воды $\varepsilon \approx 4$). Использовался образец крестообразной формы, изображенной на рис. 10а. Размеры образца составляли приблизительно (18×18) мм², а вырезы имели размер (5×5) мм². Как и ожидалось, произошло выделение границ объекта и в компьютерной модели (рис. 10б), и в эксперименте (рис. 10в,г).

В диссертационной работе также представлены результаты экспериментов для рассеивателей других форм и состава.

В главе II.5 обращается внимание на высокую информативность данных в предложенной схеме томографирования нелинейного параметра. Предлагается спектральный метод обработки данных рассеяния, позволяющий производить восстановление скорости и направления движения нелинейных рассеивателей по уже имеющимся первичным данным рассеяния. Обсуждается реализуемость данного метода. Приводятся результаты численного и физического экспериментов.

Регистрация скорости движения нелинейных рассеивателей основана на эффекте Доплера. Пусть $p(\mathbf{y}, t) = p_{\pm}(\mathbf{y}, t)$ – сигнал комбинационной частоты в момент времени t на плоском приемнике, положение центра которого характеризуется радиус-вектором \mathbf{y} . Этот сигнал порождается нелинейным

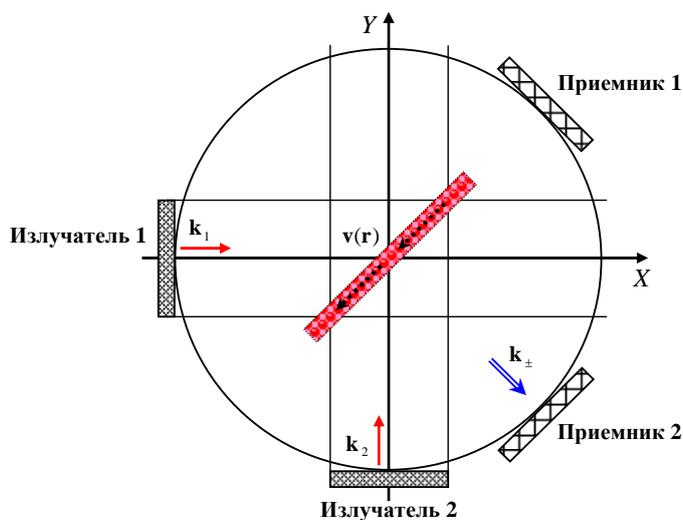


Рис. 9. Схема физического эксперимента.

рассеянием как на движущихся, так и на неподвижных рассеивателях. Предлагаемый метод его обработки представляет собой процедуру взаимно-корреляционного анализа с частотным сдвигом одного из сомножителей.

Эталонным откликом $p_{\delta}(\mathbf{y}|\mathbf{r};t)$ для точки пространства \mathbf{r} является рассеянный комбинационный сигнал на том же приемнике \mathbf{y} , порождаемый неподвижным точечным рассеивателем в точке \mathbf{r} . Поскольку в $p(\mathbf{y},t)$ содержится вклад от движущихся рассеивателей, а эталонный отклик $p_{\delta}(\mathbf{y}|\mathbf{r};t)$ формируется от неподвижного рассеивателя, то в мультипликативном сигнале:

$$F(\mathbf{y}|\mathbf{r};t) = p(\mathbf{y},t) p_{\delta}^*(\mathbf{y}|\mathbf{r};t) \quad (8)$$

присутствуют биения. Здесь в качестве p и p_{δ} рассматриваются комплексные аналитические версии соответствующих сигналов. Принятый сигнал $p(\mathbf{y},t)$

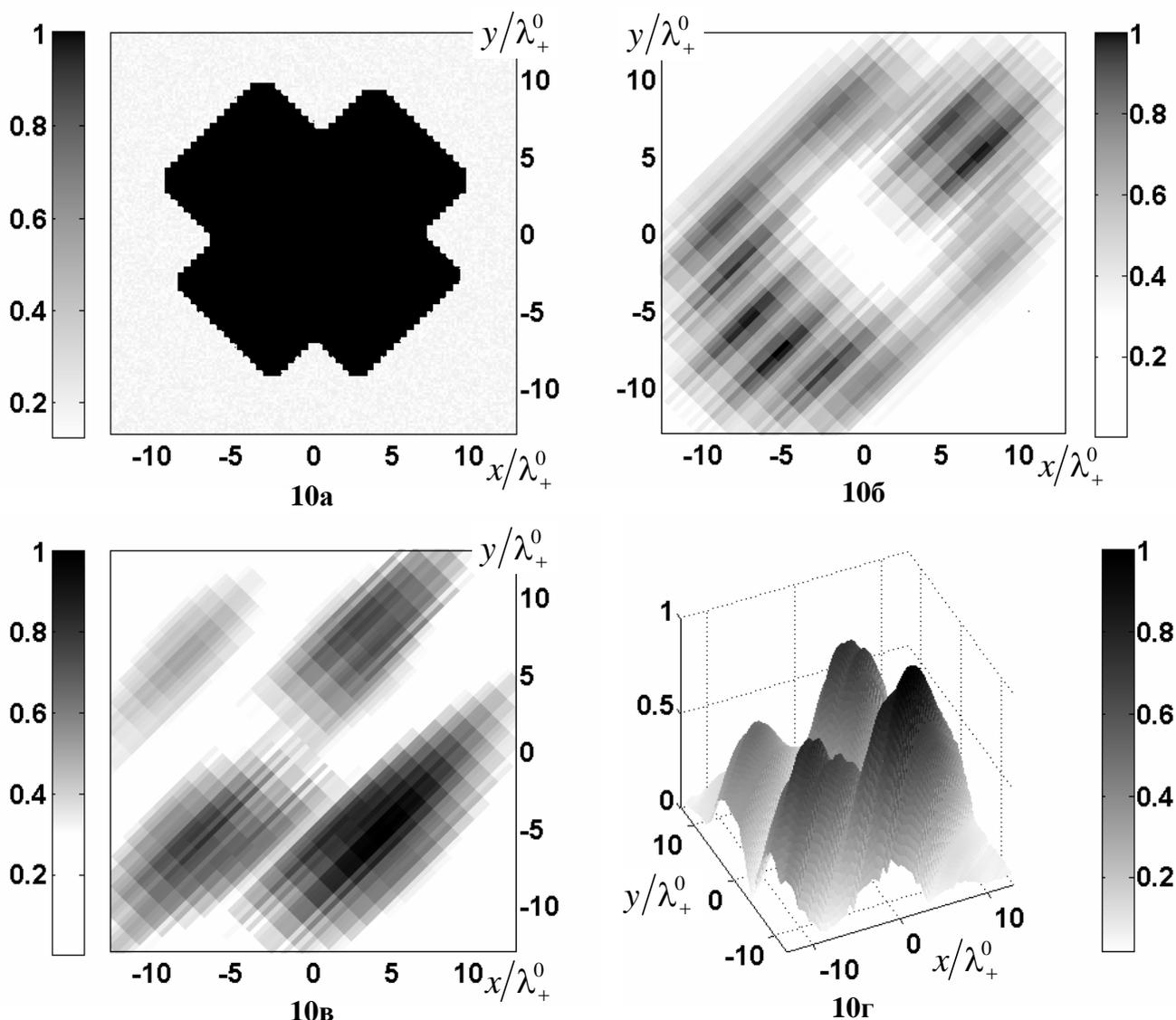


Рис. 10. Иллюстрация процесса восстановления нелинейного рассеивателя в виде фигурки крестообразной формы из сала. Модель (а) и результат компьютерной симуляции эксперимента (б). Результат физического эксперимента (в) и трехмерное представление этого же результата (г).

является суммой сигналов от всех нелинейных рассеивателей, – как подвижных, так и неподвижных. Коды рассеянных сигналов от каждого элемента разрешения некоррелированы, и в спектре мультипликативного сигнала (8) присутствуют биения между опорным сигналом и сигналом от рассеивателей, движущихся через элемент разрешения. Частота биений полностью определяется частотой доплеровского сдвига $f_{D\pm}$. При оценке средней частоты биений используется спектральный анализ сигнала $F(\mathbf{y}|\mathbf{r}; t)$ для определенных точек рассеяния \mathbf{r} и приема \mathbf{y} .

На рис. 11 приведен результат численного моделирования процесса томографического восстановления распределения средней частоты доплеровского сдвига. Схема измерений соответствовала рис. 5 с приемником 2. Движение крови моделировалось вдоль оси X со скоростью 20 см/сек, ширина кровеносного сосуда равнялась $4\lambda_+^0$. В рассматриваемой модели, близкой к случаю пространственно-распределенного рассеивателя, среднее расстояние между случайно расположенными точечными рассеивателями-кластерами было в несколько раз меньше разрешающей способности данной схемы томографирования [A11] и полагалось равным $\lambda_+^0/6$ для движущихся рассеивателей крови и $\lambda_+^0/13$ для неподвижных рассеивателей ткани. Определение местоположения сосуда определялось по мощности мультипликативного сигнала. Результат оценки (рис. 11) осциллирует около теоретически ожидаемого значения сдвига 253 Гц (для центральных частот).

Физический эксперимент по восстановлению кровотока (рис. 12) проводился на той же технической базе, что и эксперимент по восстановлению распределения нелинейного параметра неподвижных рассеивателей (глава II.4). Схема измерений соответствовала рис. 9 с приемником 2. Моделью кровеносного сосуда служила тонкостенная пластиковая трубка с внутренним диаметром 3 мм. Течение крови в «сосуде» моделировалось 0.7% взвесью какао-порошка в воде, нелинейный параметр которой в несколько раз превышает нелинейный параметр воды. Поток направлен из первого квадранта в третий (рис. 9), и его скорость была (37 ± 3) см/с. Оценка доплеровского сдвига, усредненная по области $x, y \in (-7\lambda_+^0; 7\lambda_+^0)$, составила ≈ 291 Гц, а среднеквадратичное отклонение от этого значения – меньше 10%; ожидаемый сдвиг равен (287 ± 23) Гц. Таким образом, результаты эксперимента в пределах ошибок измерений согласуются с теоретическими оценками.

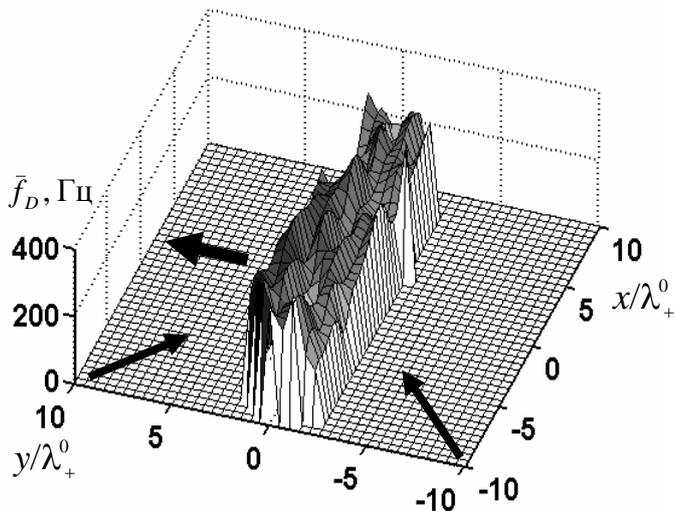


Рис. 11. Оценка локальных значений средней частоты доплеровского сдвига. Стрелки, ориентированные внутрь области, указывают на направление падения первичных волн; стрелка, идущая из области – направление приема.

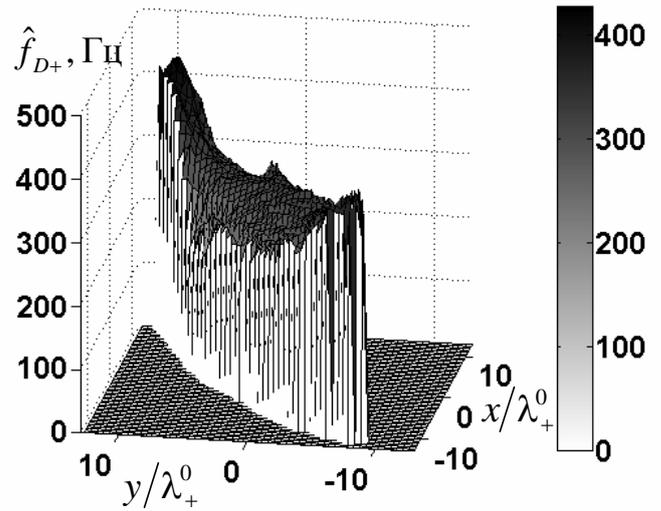


Рис. 12. Оценка локальных значений средней частоты доплеровского сдвига из данных, полученных в физическом эксперименте.

Основные результаты и выводы

1. Проведено исследование задачи корреляционной термоакустической томографии. Выполненные физические модельные эксперименты подтвердили, что выделяемый сигнал пропорционален разности локальной температуры и температуры фонового излучения.
2. Показано, что предложенная внешняя анизотропная акустическая подсветка позволяет осуществить многопараметрическую характеристику акустической среды. Экспериментально подтверждена принципиальная роль и возможность анизотропной термоакустической подсветки в корреляционных системах термотомографирования. Теоретически и экспериментально показано, что при этом возникает возможность раздельной регистрации рассеяния от неоднородности скорости и поглощения.
3. В рамках корреляционной томографии предложена схема, использующая предварительную фокусировку акустических полей вогнутыми зеркалами. Модельное исследование данной схемы показало ее реализуемость. Использование фокусировки позволяет существенно упростить техническую реализацию системы благодаря уменьшению числа приемоизлучающих преобразователей, усилителей, корреляторов. Сокращается также время измерений (критичный параметр для медицинских приложений), упрощается

схема обработки полученных данных.

4. Предложен метод томографирования распределения акустического нелинейного параметра на основании эффекта нелинейного взаимного рассеяния широкополосных кодированных первичных полей, в которых рассеянные поля регистрируются малоэлементной антенной системой.

5. Проведено исследование информационных возможностей данного метода. Несмотря на то, что в такой схеме утрачивается информация о низкочастотных компонентах пространственного спектра нелинейного рассеивателя, показано, что недостающая информация может быть восполнена за счет томографирования почти коллинеарными первичными волнами.

6. Выполнены модельные численные и физические эксперименты по восстановлению картины распределения нелинейного параметра в тестовых объектах, в том числе, биологического происхождения.

7. Осуществлено расширение метода, основанное на частотно-временной фильтрации первичных данных, с целью селекции движущихся рассеивателей и определения их скорости. Этот подход может быть использован для восстановления картины кровотока в составе томографа нелинейного параметра. Проведены модельные численные и физические эксперименты по восстановлению картины кровотока.

Список цитируемой литературы

1. «Breast cancer facts and figures 2003-2004» // Atlanta: American Cancer Society. 2003. Surveillance research. P. 27.
2. *Иваницкий Г.Р.* «Современное матричное тепловидение в биомедицине» // УФН. 2006. Том 176. Вып. 12. С. 1293-1320.
3. *Троицкий В.С., Густов А.В., Белов И.Ф., Плечков В.М., Горбачев В.П., Сизьмина Л.К.* «О возможности использования собственного теплового СВЧ радиоизлучения тела человека для измерения температуры его внутренних органов: результаты и перспективы» // УФН. 1981. Том 134. Вып. 1. С. 155-158.
4. *Резник А.Н., Юрасова Н.В.* «Ближнепольная СВЧ томография биологических сред» // ЖТФ. 2004. Том 74. Вып. 4. С. 108-116.
5. *Вютрих К., Шульман Р.* «Магнитный резонанс в биологии» // УФН. Физика наших дней. 1971. Том 105. Вып. 4. С. 707-720.
6. *Kim D.Y., Lee J.S., Kwon S.J., Song T.K.* «Ultrasound second harmonic imaging with a weighted chirp signal» // IEEE Ultrasonics symposium. 2001. P. 1477-1480.
7. *Девятков Н.Д., Гельвич Э.А., Давыдова И.Б., Кириллов В.В. и др.* «Аппаратура и методы СВЧ и ВЧ нагрева для применения в онкологии» // УФН. 1981. Том 134. Вып. 1. С. 158-163.
8. *Gazelle G.S., Goldberg S.N., Solbiati L., Livraghi T.* «Tumor ablation with radio-frequency energy» // Radiology. 2000. Vol. 217. No. 3. P. 633-646.
9. *Zhang D., Gong X.F.* «Experimental investigation of the acoustic nonlinearity parameter tomography for excised pathological biological tissues» // Ultrasound in Med. & Biol. 1999. V. 25. N. 4. P. 593-599.
10. *Буров В.А., Гуринович И.Е., Руденко О.В., Тагунов Е.Я.* «Реконструкция пространственного распределения параметра нелинейности и скорости звука в акустической

нелинейной томографии» // Акустический Журнал. 1994. Т. 40. № 6. С. 922-929.

11. Zhang D., Chen X., Gong X.F. «Acoustic nonlinearity parameter tomography for biological tissues via parametric array from a circular piston source. Theoretical analysis and computer simulations» // JASA. 2001. V. 109. No. 3. P. 1219-1225.

Список работ, опубликованных по теме диссертации

A1. Burov V.A., Darialashvili P.I., Evtukhov S.N., Rumyantseva O.D. «New informative possibilities of active-passive thermoacoustic tomography» // Acoust. Imaging. N.Y.: Kluwer Academic Publishers, 2004. V.27. P.305-313.

A2. Буров В.А., Дариалашвили П.И., Евтухов С.Н., Румянцева О.Д. «Экспериментальное моделирование процессов активно-пассивной термоакустической томографии» // Акустич. журн. 2004, т.50, №3, с.298-310.

A3. Евтухов С.Н. «Модельные эксперименты активно-пассивной акустической томографии» // Международная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых по фундаментальным наукам «Ломоносов-2004», секция «физика». Сборник тезисов. Физический факультет МГУ, 2004, С. 29-32.

A4. Буров В.А., Дариалашвили П.И., Евтухов С.Н., Румянцева О.Д. «Активно-пассивная термоакустическая томография: результаты модельных экспериментов» // Сборник трудов XV сессии Российского Акустического Общества. Т. 1. М: ГЕОС, 2004, с. 9-12.

A5. Буров В.А., Евтухов С.Н., Ткачева А.М. «Использование широкополосных сигналов при томографии нелинейного параметра биологических сред» // II Евразийский конгресс по медицинской физике и инженерии «Медицинская физика-2005» 21-24 июня 2005. Сборник материалов. М.: Ассоциация медицинских физиков России. 2005. С.205-206.

A6. Буров В.А., Евтухов С.Н., Матвеев О.В., Румянцева О.Д. «Методы и возможности некогерентной корреляционной акустической томографии» // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2005. №4-5. С.55-63

A7. Буров В.А., Евтухов С.Н., Матвеев О.В., Ткачева А.М. «Томографическое восстановление распределения нелинейного параметра в биологических средах» // Сборник трудов XVI сессии Российского Акустического Общества. М: ГЕОС, 2004, Т.3, С. 115-118.

A8. Буров В.А., Евтухов С.Н., Марьин А.О., Румянцева О.Д. «Информативные возможности активно-пассивной термоакустической томографии» // Сборник трудов XVI сессии Российского Акустического Общества М: ГЕОС, 2004, Т.3, С. 110-114

A9. Буров В.А., Евтухов С.Н., Матвеев О.В. «Восстановление вектора скорости кровотока в процессе томографирования нелинейного параметра» // 2006, X всероссийская школа-семинар «Волновые явления в неоднородных средах», 22-27 мая 2006 г., Секция 1 «Распространение акустических и гидродинамических волн», с. 36-38.

A10. Буров В.А., Евтухов С.Н., Матвеев О.В., Румянцева О.Д. «Восстановление вектора скорости кровотока в процессе томографирования нелинейного параметра» // Известия РАН, Серия Физическая. 2006. Т. 70. № 12. С. 1694-1699.

Burov V.A., Evtukhov S.N., Matveev O.V., Rumyantseva O.D. «Reconstruction of vector of blood velocity during tomography of acoustical nonlinear parameter» // Izvestiya RAN. Series Physics. 2006. V. 70. N. 12.

A11. Буров В.А., Евтухов С.Н., Ткачева А.М., Румянцева О.Д. «Акустическая томография нелинейного параметра с помощью малого числа преобразователей» // Акустический журнал. 2006. Т. 52. № 6. С. 760-776.

Burov V.A., Evtukhov S.N., Tkacheva A.M., Rumyantseva O.D. «Acoustic tomography of the nonlinear parameter by a small number of transducers» // Acoustical Physics. 2006. V. 52. N. 6. P. 655-669.

A12. Береза С.А., Буров В.А., Евтухов С.Н. «Модельные эксперименты по акустической томографии нелинейного параметра» // Препринт физического факультета МГУ, 2007. № 5. С. 28.