

На правах рукописи

УДК 534.2: 53.082.4

Симонова Варвара Аркадьевна

**СОВМЕЩЕНИЕ ЛАЗЕРНОЙ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ И ОПТИКО-
АКУСТИЧЕСКОЙ ТОМОГРАФИИ ГЕТЕРОГЕННЫХ СРЕД**

Специальность: 05.27.03 - квантовая электроника

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Шатура – 2011

Работа выполнена в Учреждении Российской академии наук Институте проблем лазерных и информационных технологий РАН.

Научные руководители:

академик РАН,

Панченко Владислав Яковлевич

доктор физико-математических наук,

Карабутов Александр Алексеевич

Официальные оппоненты:

доктор физико-математических наук,

Гончуков Сергей Александрович

доктор физико-математических наук,

Мансфельд Георгий Дмитриевич

Ведущая организация:

Учреждение Российской академии наук

Институт общей физики им. А.М. Прохорова РАН.

Защита состоится «15» декабря 2011 года в 14⁰⁰ часов на заседании диссертационного совета Д 002.126.01 в Институте проблем лазерных и информационных технологий РАН по адресу: 140700, Московская область, г. Шатура, ул. Святоозерская, д. 1, Круглый зал.

С текстом автореферата можно ознакомиться на сайте ИПЛИТ РАН по адресу: <http://www.laser.ru>.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ИПЛИТ РАН.

Автореферат разослан «___» ноября 2011 года.

Ученый секретарь диссертационного совета Д 002.126.01

к.ф.-м.н., с.н.с.

Дубров В.Д.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы. Развитие методов исследования физических свойств и внутренней структуры неоднородных гетерогенных сред является важным аспектом многочисленных задач как фундаментального, так и прикладного характера. Среди них можно отметить разработку новых неинвазивных методов диагностики биологических объектов (например, обнаружение опухолей), исследование внутренних неоднородностей в тканях, неразрушающий контроль структуры материалов на различных стадиях процесса изготовления, а также неразрушающие исследования изменений структуры конструкционных материалов в процессе эксплуатации деталей и изделий из них.

Существует два основных подхода к проблеме диагностики и неразрушающего контроля веществ и материалов: получение изображения структуры объекта (в иностранной литературе этот метод получил название «imaging») и измерение определенных физических параметров объекта и установление связи этих параметров с исследуемыми свойствами или структурой объекта.

Общая тенденция развития современной науки и техники – переход к многофазным средам, системам с микро- и наноструктурной организацией, детальное исследование биологических сред – определяет все возрастающую потребность в разработке и усовершенствовании методов диагностики структуры таких материалов и сред. Среди этих методов существенную роль играют методы лазерной диагностики гетерогенных объектов. Данная работа посвящена исследованию совмещения функциональных возможностей двумерной оптико-акустической томографии и лазерной ультразвуковой томографии поглощающих и рассеивающих объектов.

Получение изображения внутренней структуры гетерогенных объектов традиционно осуществляется с использованием лазерных методов оптической диффузионной и когерентной томографии, оптоакустической (ОА) томографии, ультразвукового исследования, электронной микроскопии и рентгеноструктурного анализа.

ОА томография сочетает в себе преимущества оптической диффузионной томографии и диагностических ультразвуковых методов, то есть высокую контрастность получаемых изображений и высокое пространственное разрешение. Этот метод основан на термоупругом или оптико-акустическом эффекте [1]: при поглощении импульсного лазерного излучения в среде происходит ее нестационарный нагрев, что приводит, вследствие неоднородного теплового расширения среды, к генерации ультразвуковых импульсов.

ОА томография применима к любой задаче, в которой требуется визуализация объекта, обладающего повышенным коэффициентом поглощения света по

отношению к окружающей среде. К таким задачам относится, например, визуализация кровеносных сосудов, так как кровь является основным хромофором в ближнем ИК диапазоне [2-4]. Повышенное содержание кровеносных сосудов характерно для злокачественных новообразований [3, 5, 6], поэтому лазерные методы позволяют проводить их обнаружение и диагностику. Эта задача особенно актуальна ввиду прогрессирующего роста числа раковых заболеваний в последние годы.

Основным преимуществом лазерных диагностических методов перед рентгеновскими, ультразвуковыми и магнитно-резонансными методами является высокая контрастность получаемых изображений, соответствующая контрасту поглощения света в здоровой и опухолевой тканях [6, 7]. Кроме того, оптические методы неинвазивны и не оказывают ионизирующего воздействия на организм человека.

Последнее время все большее применение находит лазерный ультразвуковой (ЛУ) метод диагностики, как для исследования самой структуры конструкционных материалов, так и ее изменений [8-10]. Однако метод лазерной ультразвуковой двумерной томографии, позволяющий получать двумерные изображения исследуемых объектов, в том числе биологических сред, до сих пор не применялся.

Схожие принципы регистрации и обработки сигналов в ОА и ЛУ методах наталкивают на идею их объединения с целью получения более полной и качественной картины исследуемого объекта.

Таким образом, **целью диссертационной работы** является совмещение функциональных возможностей двумерной оптико-акустической и лазерной ультразвуковой томографии поглощающих и рассеивающих объектов с использованием многоэлементной комбинированной фокусированной антенны, а также разработка методики расчета параметров такой антенны в случае заданных пространственных разрешений получаемых изображений.

Для достижения поставленной цели были сформулированы и решены следующие задачи:

1. Разработка и апробация методики расчета геометрических параметров и характеристик комбинированной антенны на основе заданных значений пространственных разрешений получаемых изображений.
2. Получение аналитической зависимости пространственного разрешения, обеспечиваемого фокусированным пьезоэлектрическим приемным элементом при регистрации широкополосных оптико-акустических импульсов, от геометрических параметров приемной антенны, частотной полосы и ширины приемного элемента антенны.
3. Разработка и апробация метода лазерной ультразвуковой томографии для визуализации двумерных рассеивателей.

4. Создание экспериментального образца многоэлементной комбинированной антенны для оптико-акустической и лазерной ультразвуковой томографии для задач диагностики новообразований молочной железы человека на ранней стадии развития.
5. Экспериментальное исследование возможности совмещения оптико-акустической и лазерной ультразвуковой томографии.

Научная новизна результатов диссертационной работы состоит в следующем:

1. Разработана аналитическая методика расчета геометрических параметров и характеристик комбинированной оптико-акустической и лазерной ультразвуковой фокусированной цилиндрической приемной антенны по заданным значениям пространственных разрешений получаемых изображений. Методика учитывает широкий спектр принимаемых ультразвуковых сигналов.
2. Численным моделированием исследовано влияние ширины приемного элемента, частотной полосы приемного элемента и размеров многоэлементной комбинированной цилиндрической фокусированной приемной антенны на поперечное пространственное разрешение получаемых изображений.
3. Продемонстрирована возможность экспериментального осуществления лазерной ультразвуковой томографии с высоким пространственным разрешением для диагностики модельных гетерогенных объектов.
4. Создана экспериментальная многоэлементная комбинированная антенна для оптико-акустической и лазерной ультразвуковой томографии, позволяющая получать изображения исследуемых объектов на большой глубине (до 5 см) с высоким пространственным разрешением (~ 0.1 мм).

Научная и практическая значимость работы:

1. Показано, что на основе заданных пространственных разрешений изображений, получаемых с помощью многоэлементных приемных антенн, можно заранее рассчитать геометрические параметры антенны (длину, ширину и толщину приемного элемента, углы раскрытия антенны в двух плоскостях, минимальное число приемных элементов, период следования элементов и полную длину антенны) и характеристики антенны (частотная полоса, зона обзора антенны). В ряде областей науки, техники и медицины, где могут быть использованы многоэлементные приемные антенны и требуется знание зависимостей параметров изображений от параметров приемной антенны, предлагаемая методика расчета параметров цилиндрической многоэлементной фокусированной антенны может оказаться незаменимой.

2. Установлена простая аналитическая зависимость, связывающая поперечное пространственное разрешение, обеспечиваемое антенной, с геометрическими параметрами антенны и частотной полосой приема элемента. Использование установленной зависимости и разработанной методики значительно облегчает проектирование систем регистрации сигналов в оптико-акустической и лазерной ультразвуковой томографии.
3. Экспериментально подтверждена применимость и перспективность использования лазерной ультразвуковой томографии, а также совмещенной оптико-акустической и лазерной ультразвуковой томографии для задач диагностики новообразований молочной железы человека на ранней стадии развития.

Основные положения, выносимые на защиту:

1. Геометрические параметры и характеристики широкополосной фокусированной приемной антенны цилиндрической геометрии для оптико-акустической и лазерной ультразвуковой томографии однозначно определяются по заданным пространственным разрешениям получаемого изображения.
2. Поперечное разрешение Δz широкополосной фокусированной приемной антенны цилиндрической геометрии для оптико-акустической и лазерной ультразвуковой томографии зависит от трех параметров: частотной полосы отдельного приемного элемента Δf , угла раскрытия антенны φ и ширины приемного элемента $2b_0$.
3. Комбинированная широкополосная фокусированная приемная антенна, позволяющая получать лазерные ультразвуковые и оптико-акустические изображения неоднородностей исследуемого объекта в режиме реального времени. Полученные с помощью созданной комбинированной системы изображения исследуемого объекта позволяют диагностировать неоднородность размерами $\Delta x = 0.1$ мм, $\Delta y = 0.5$ мм, $\Delta z = 1$ мм на глубине до 5 см.

Апробация результатов работы. Вошедшие в диссертацию материалы докладывались на всероссийских и международных конференциях: I международном симпозиуме по лазерному ультразвуку «Laser Ultrasonics 2008» (16-18 июля 2008 г., Монреаль, Канада), II международном симпозиуме по лазерному ультразвуку «Laser Ultrasonics 2010» (5-8 июля 2010 г., Бордо, Франция), Второй Всероссийской школе-семинаре «Современные достижения бионаноскопии» в рамках программы «Участник молодежного научно-инновационного конкурса» («У.М.Н.И.К.») (16-18

июня 2009 г., Москва), XVI международной конференции студентов, аспирантов и молодых ученых «Ломоносов 2009» (13-18 апреля 2009 г., Москва), XVII международной конференции студентов, аспирантов и молодых ученых «Ломоносов-2010» (12-15 апреля 2010 г., Москва), XVIII международной конференции по лазерной физике «Laser Physics Workshop» (LPHYS'09) (13-17 июля 2009 г., Барселона, Испания), XV международной конференции по фотоакустике «Photoacoustic and Photothermal Phenomena» (19-23 июля 2009 г., Левен, Бельгия), X международной конференции по лазерно-информационным технологиям «ILLA» (18-22 июля 2009 г., Смолян, Болгария), III евразийском конгрессе по медицинской физике и инженерии «Медицинская физика-2010» (21-26 июня 2010 г., Москва). Результаты исследований обсуждались на научных семинарах ИПЛИТ РАН (2011 г., Шатура).

Достоверность представленных в диссертационной работе результатов подтверждается проверочными численными и физическими экспериментами, а также соответствием результатов экспериментов априорной информации и теоретическим расчетам. Результаты диссертационной работы также неоднократно докладывались и подробно обсуждались на международных конференциях.

Личный вклад автора. Автор является непосредственным конструктором и разработчиком экспериментальной многоэлементной комбинированной оптико-акустической и лазерной ультразвуковой фокусированной цилиндрической антенны. Все изложенные в диссертационной работе оригинальные результаты получены автором лично, либо при его непосредственном участии.

Публикации. Основные результаты диссертации изложены в 11 научных публикациях (из них 3 статьи в научных рецензируемых журналах из списка ВАК, 2 статьи в сборниках трудов конференций, 1 заявка на патент РФ, 5 тезисов конференций), список которых приведен в конце раздела.

Структура и объем работы. Диссертация состоит из введения, четырех глав, в первой из которых представлен подробный обзор применений оптико-акустического и лазерного ультразвукового методов диагностики гетерогенных объектов, а следующие три являются оригинальными, заключения и списка цитируемой литературы. Каждая оригинальная глава включает в себя короткое введение и выводы. Материал работы изложен на 140 страницах, включающих 53 иллюстрации. Список цитируемой литературы содержит 173 наименования.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ ДИССЕРТАЦИОННОЙ РАБОТЫ

Во введении сформулированы цели и задачи работы, обоснована актуальность исследуемой проблемы, обсуждается ее научная новизна и практическая значимость, приведены основные положения, выносимые на защиту, краткий обзор литературы, и дано краткое описание содержания работы по главам.

В первой главе приведен обзор литературы по применениям оптико-акустического и лазерного ультразвукового методов диагностики гетерогенных объектов. В работе рассмотрены известные в настоящее время методы генерации и регистрации ультразвуковых волн. При этом наиболее подробно рассмотрены лазерный и пьезоэлектрический методы, поскольку работа посвящена методам, основанным на лазерном возбуждении и пьезоэлектрической регистрации ультразвуковых волн. В работе описан тепловой механизм лазерного возбуждения ультразвуковых сигналов. Также приведен подробный обзор работ по оптико-акустическому и лазерному ультразвуковому методам диагностики, а также подробно рассмотрены преимущества и недостатки каждого из методов и особенности их совмещения.

Вторая глава посвящена оптимизации параметров фокусированной решетки широкополосных приемных элементов для конкретной задачи двумерной (2D) ОА и ЛУ томографии и разработке методики расчета этих параметров на основе заданных значений пространственных разрешений изображений.

§2.1 посвящен оптимизации выбора материала пьезоэлектрического элемента приемной антенны. Рассмотрены основные критерии выбора пьезоэлектрического материала для приемного элемента. Для нерезонансного режима работы рассчитаны минимальный уровень обнаружимого давления и погонная емкость элемента приемной антенны (Таблица 1). По результатам проведенного анализа материалом приемных элементов фокусированной цилиндрической антенны выбран пьезоэлектрический полимер поливинилденфторид (ПВДФ) в режиме работы «холостого хода».

Таблица 1 Расчет значений основных характеристик пьезоэлектрических материалов приемных элементов (поливинилденфторид ПВДФ, цирконат-титанат свинца ЦТС-19)

	ЦТС-19	ПВДФ
Толщина элемента h , мкм	менее 150	менее 105
Погонная емкость C_{in} , пФ/мм ²	более 100	более 1.1
Минимальный уровень сигнала $p_{min,31}$, Па	3.3	1.8
Минимальный уровень сигнала $p_{min,33}$, Па	1.8	1.4

Геометрия рассматриваемой модели широкополосной фокусирующей приемной антенны представлена на Рис. 1.

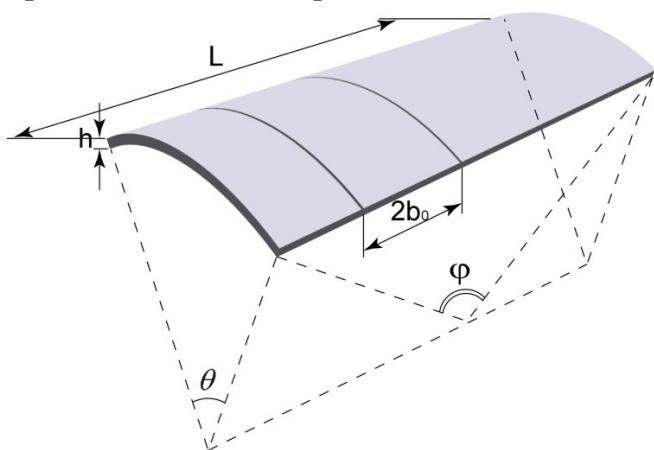


Рис. 1 Геометрия цилиндрически фокусирующей антенны с поперечными приемными элементами: $2b_0$ - ширина приемного элемента; h - толщина приемного элемента; L - полная длина антенны; φ, θ - углы раскрытия антенны в перпендикулярных плоскостях.

§2.2-§2.3 посвящены методике аналитического расчета геометрических параметров и характеристик широкополосной фокусирующей приемной антенны цилиндрической геометрии на основе заданных пространственных разрешений изображения. Акустическая часть методики базируется на использовании комбинации нескольких упрощений. Основная идея расчета частотной полосы элемента приемной решетки основана на том, что спектральная чувствительность отдельного приемного элемента представляет

собой гауссову функцию с характеристической частотой f_0 . Это оправдано проводимыми экспериментальными измерениями зависимости спектральной чувствительности пьезоэлектрического ПВДФ приемного элемента от частоты.

В данной работе при описании эволюции профиля ОА импульса в нелинейной диссипативной среде при ограниченных поперечных размерах пучка используется уравнение типа Хохлова-Заболотской-Кузнецова в параксиальном приближении. Одним из существенных упрощений при расчете углов раскрытия приемной антенны является переход от рассмотрения дифракции широкополосного сигнала к рассмотрению дифракции одной гармоники, соответствующей максимуму в спектральной чувствительности приемного элемента (Рис. 2, справа, тонкая кривая).

Аналитическая зависимость пространственного разрешения и глубины обзора от геометрических параметров и частотной полосы приемного элемента, с точностью до постоянного множителя, совпадает с известным выражением для поля монохроматического сферически фокусирующего излучателя гармонических акустических волн. Точность такой аппроксимации может улучшаться при увеличении полосы приема и угла фокусировки антенны, тогда как максимальная погрешность составляет 6%. Это совпадение обусловлено тем, что если для большинства частотных составляющих широкополосного импульса длина дифракции значительно превышает радиус кривизны приемного элемента $L_{diff}/r \gg 1$, то

искажение волнового фронта, вызванное дифракцией, вблизи фокуса будет незначительным [11].

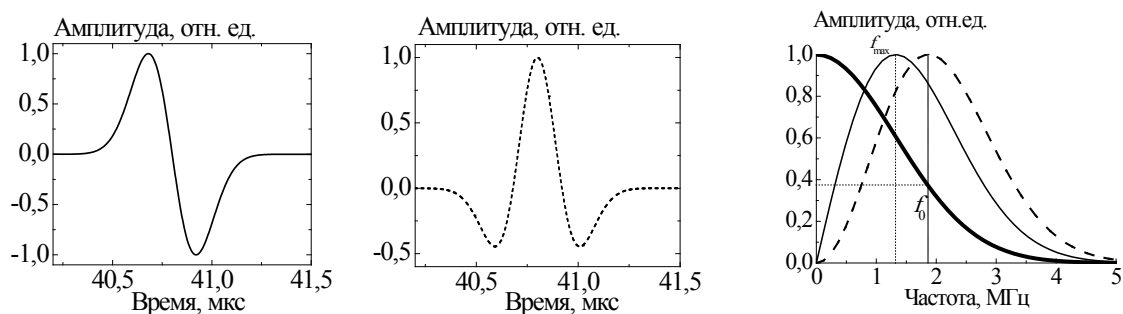


Рис. 2 ОА сигнал от точечного источника (слева); производная ОА сигнала, взятая с обратным знаком (по центру); спектральная переходная характеристика приемного элемента (справа, жирная кривая), частотный спектр зарегистрированного сигнала (справа, тонкая кривая), частотный спектр сигнала после обработки (справа, пунктирная кривая).

Методика расчета параметров антенны учитывает тот факт, что задачи излучения и приема в линейном режиме распространения волн аналогичны: размеры перетяжки в поле излучателя будут соответствовать области максимальной чувствительности, если тот же преобразователь используется в качестве приемника. Эквивалентность этих задач дает возможность сопоставить предельный угол приема антенны в плоскости фокусировки XU θ и угол расходимости пучка в этой плоскости.

Пространственные разрешения приемной антенны определяются не только геометрией приемных элементов, но и их количеством и геометрией расположения в антенне. Основным фактором, ограничивающим апертурный угол раскрытия антенны φ в плоскости изображения XZ , является первый критический угол перехода ультразвукового сигнала из иммерсионной жидкости в демпфирующую нагрузку, при этом учитывается, что источник ультразвуковых сигналов может располагаться в любой точке в пределах зоны обзора.

Определение необходимого количества приемных элементов антенны является сложной и неоднозначной задачей. В рассматриваемой цилиндрической геометрии решетки, увеличение числа приемных элементов при фиксированных апертурных углах приведет к уменьшению эффективной ширины приемного элемента, что приведет к уменьшению емкости элемента и возрастанию уровня шумов. Также следует иметь в виду, что при достаточно большом количестве приемных элементов необходимо обрабатывать большой поток информации в режиме реального времени, что также является сложной технической задачей. На основании анализа результатов численного расчета преобразования Радона обнаружено, что для обеспечения заданного пространственного разрешения изображения число приемных элементов решетки на полной длине окружности (полный угол 360°) должно соответствовать

числу пикселей изображения по радиусу $M_{pix} = N_{2\pi}$. Это соотношение дает возможность оценить минимальное число элементов в приемной антенне для задачи с неполными данными для обеспечения заданного пространственного разрешения

$$N \geq \frac{d}{\Delta x} \frac{\varphi}{2\pi}.$$

Разработанная методика также учитывает технические ограничения, накладываемые на электрическую емкость приемного элемента. Эти ограничения связаны с ограничением максимальной толщины пьезоэлектрической пленки. Для обеспечения нерезонансного режима работы приемного элемента или, другими словами, приема широкополосных ОА сигналов без частотных искажений в режиме работы «холостого хода» приемного пьезоэлектрического элемента частота основного толщинного резонанса пьезоэлектрического элемента $f_{res} = \frac{c_p}{2h}$ должна быть больше верхней граничной частоты f_{max} в спектре принимаемых сигналов.

Расчет параметров по предложенной методике проводится следующим образом. Задаются значения пространственных разрешений изображений Δx , Δy и Δz по трем направлениям, а также скорости распространения звука в материалах демпфирующей нагрузки, иммерсионной жидкости и акустической линзы. Рассчитывается частотная полоса Δf и максимальная толщина приемного элемента h . Затем производится расчет длины волны в максимуме спектральной чувствительности приемного элемента. Для этой длины волны последовательно рассчитываются: апертурный угол раскрыва отдельного приемного элемента θ , глубина обзора d , апертурный угол раскрыва антенны в плоскости изображения φ с учетом ограничения сверху, радиус кривизны приемного элемента r , радиус кривизны акустической линзы R_0 , апертурный угол раскрыва акустической линзы θ_l , полная длина антенны L , длина l и ширина $2b_0$ приемного элемента, а также минимальное количество приемных элементов N .

В работе предложена оптимизация геометрии антенны. Приемные элементы удобнее изготавливать плоскими, фокусировку в этом случае будет осуществлять акустическая линза (Рис. 3).

Предложена геометрия цилиндрической фокусирующей акустической линзы с боковыми элементами и геометрия демпфирующей нагрузки в форме клина, которые позволяют отсечь из принимаемого временного профиля ультразвукового сигнала отражения от различных границ системы. В рассматриваемой задаче радиус кривизны фронта пучка до линзы совпадает с фокусным расстоянием линзы, а падающий фронт

является плоским. В этом случае радиус кривизны линзы определяется как

$$R_0 = \left(1 - \frac{c_w}{c_n}\right) r.$$

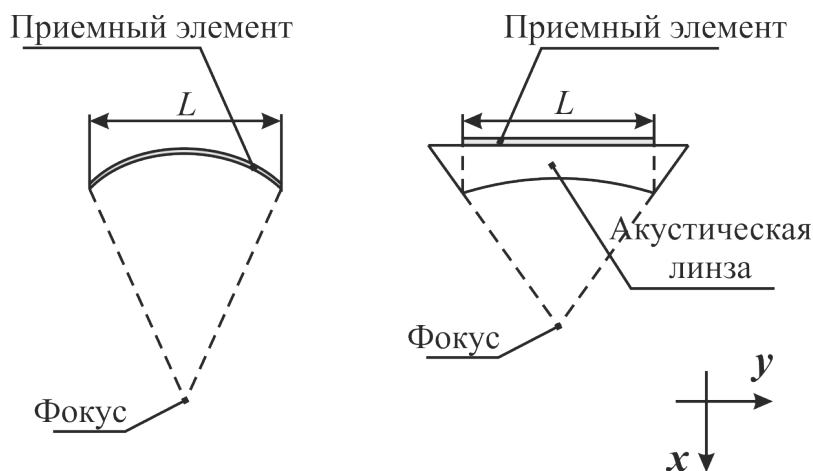


Рис. 3 Схема фокусированного приемного элемента (слева) и схема плоского приемного элемента и фокусирующей акустической линзы (справа) в плоскости фокусировки XU .

Третья глава посвящена экспериментальным исследованиям совмещения лазерной ультразвуковой и оптико-акустической томографии в комбинированной широкополосной антенне.

Проведены исследования теплофизических, механических свойств и эффективности оптико-акустического преобразования полимерных сред: полиэтилена, поливинилхлорида, полистирола, поликарбоната и полимерного материала с поглощающим красителем. Основными недостатками полиэтиленовых пленок является неконтролируемая разработчиком неравномерность коэффициента поглощения по объему пленки, которая сильно влияет на длительность возбуждаемых ОА сигналов, а также гладкость поверхности, которая практически исключает возможность осуществления склейки такой пленки с элементами приемной антенны. Образцы из поливинилхлорида обладают большой объемной пористостью, что в свою очередь, также гарантирует неравномерность коэффициента поглощения по объему пленки.

Образцы из полистирола обладают высокой эффективностью ОА генерации, однако имеют низкий акустический импеданс ($1.85 \cdot 10^6 \frac{\text{кг}}{\text{с} \cdot \text{м}^2}$), по сравнению с акустическим импедансом используемой в работе ПВДФ пленки ($3.7 \cdot 10^6 \frac{\text{кг}}{\text{с} \cdot \text{м}^2}$). Образцы из поликарбоната, напротив, по сравнению с образцами из полистирола обладают низкой эффективностью ОА генерации, однако лучше согласуются по акустическому импедансу с используемой в работе ПВДФ пленкой ($2.6 \cdot 10^6 \frac{\text{кг}}{\text{с} \cdot \text{м}^2}$). На

основе проведенных исследований в качестве среды генератора предложен полимерный материал на основе эпоксидной смолы с поглощающим красителем.

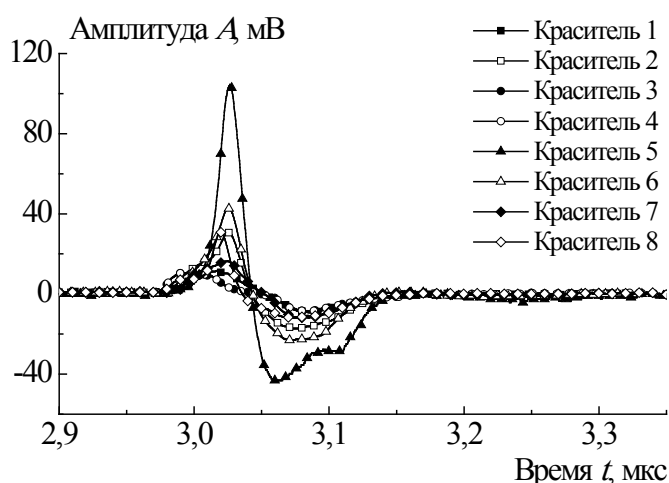


Рис. 4 Экспериментальные ОА сигналы, возбуждаемые различными генераторами (8 образцов полимерного материала на основе эпоксидной смолы с различными поглощающими красителями).

поглощения по объему генератора.

По предложенной в главе 2 методике рассчитаны параметры многоканальной широкополосной антенны для задачи диагностики новообразований молочной железы человека на ранней стадии (для значений пространственных разрешений $\Delta x = 0.1$ мм, $\Delta y = 0.4$ мм, $\Delta z = 0.5$ мм). Для такой задачи необходима диагностика опухолей в биологической ткани на глубине нескольких сантиметров.

Предложена модель комбинированной многоканальной широкополосной решетки для поставленной задачи ЛУ и ОА томографии новообразований молочной железы человека на ранней стадии.

На Рис. 5 (слева) показана схема разработанной многоканальной системы для лазерной ультразвуковой и оптико-акустической томографии. Она содержит: 1 – лазер; 2 – систему доставки лазерного излучения; 3 – блок питания; 4 – многоканальный аналого-цифровой преобразователь; 5 – систему обработки данных; 6 – приемную антенну.

Схема приемной антенны 6 (Рис. 5, справа) содержит: 8 - оптическую систему; 9 – звукопровод; 10 - оптико-акустический преобразователь (ОА генератор); 11 - решетку приемных элементов; 12 - акустическую линзу; 13 – исследуемый объект; 14 – усилитель; 7, 15 – лазерное излучение.

Такие образцы обладают высокой эффективностью генерации (Рис. 4), и акустический импеданс такого материала ($2.9 \cdot 10^6 \frac{кг}{с \cdot м^2}$) наиболее близок к акустическому импедансу используемой в работе ПВДФ пленки. Выбранный материал генератора позволяет возбуждать зондирующие ультразвуковые импульсы длительностью до 30 нс.

Проведенные исследования позволяют изготовить генератор с заранее заданными толщиной, коэффициентом поглощения и однородностью коэффициента

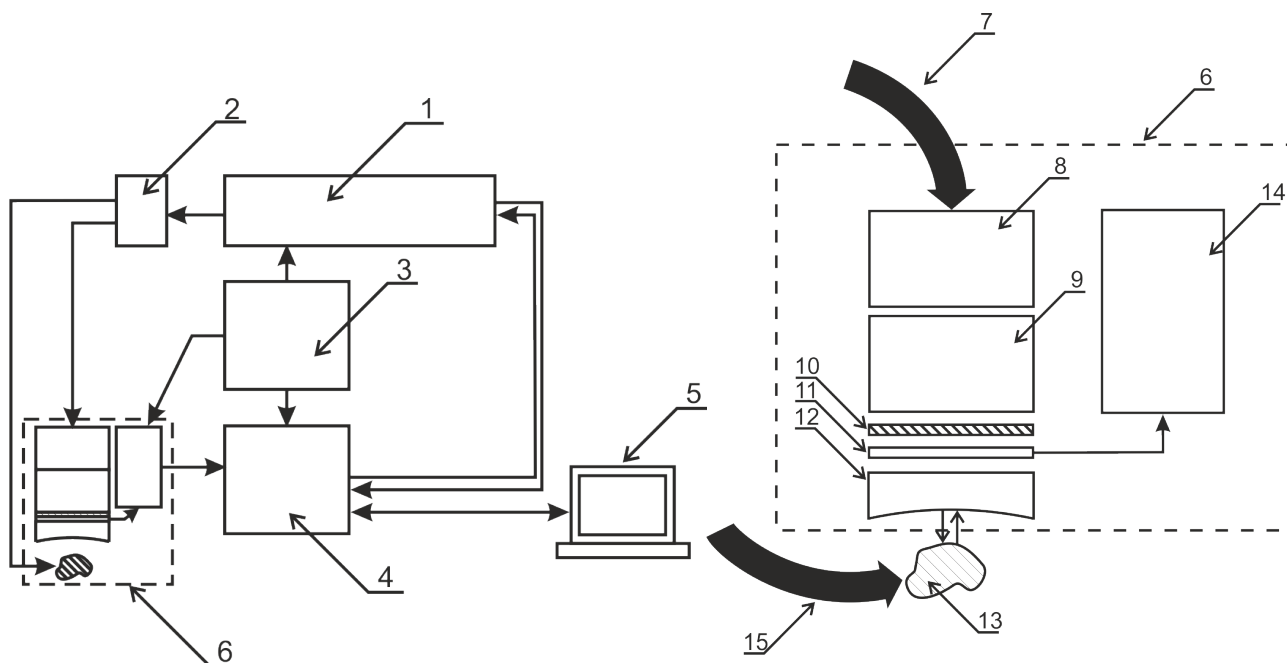


Рис. 5 Схема многоканальной системы для лазерной ультразвуковой и оптико-акустической томографии (слева) и схема ее приемной антенны (справа).

Система работает следующим образом. В случае лазерной ультразвуковой томографии импульсы оптического излучения от лазера 7 поступают через оптическую систему 8, формирующую необходимый размер пучка, и звуковод 9, прозрачный для оптического излучения 7, на ОА генератор 10, где за счет нестационарного теплового расширения происходит формирование широкополосного акустического импульса. Акустический сигнал от ОА генератора 10 распространяется к решетке приемных элементов 11 и регистрируется системой как опорный, после чего распространяется через акустическую фокусирующую линзу 12 к исследуемому объекту 13. Акустический импульс, распространяясь в исследуемом объекте, отражается и рассеивается от искомых неоднородностей и, пройдя обратно через акустическую фокусирующую линзу, регистрируется решеткой приемных элементов. Электрические сигналы с приемных элементов, пройдя усилитель 14, попадают на аналого-цифровой преобразователь 4. Для построения изображений используется компьютер, работающий в режиме реального времени.

В случае оптико-акустической томографии импульсы оптического излучения 15 поступают непосредственно на исследуемый объект 13. В результате поглощения лазерного излучения происходит нагрев и неоднородное расширение исследуемого объекта, что приводит к формированию акустических импульсов, которые аналогичным образом регистрируются решеткой приемных элементов 11.

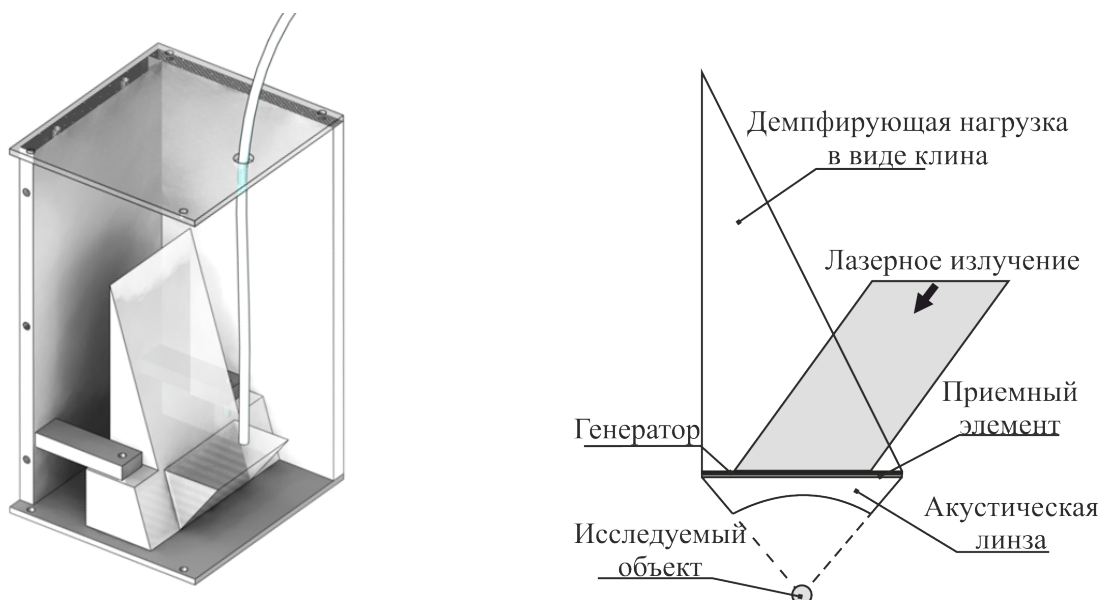


Рис. 6 Трехмерная модель экспериментального образца многоэлементной системы (слева) и схема расположения элементов в экспериментальном образце многоэлементной системы (справа).

На основе предложенной модели и по рассчитанным параметрам были созданы экспериментальные образцы комбинированной системы для ЛУ и ОА томографии (Рис. 6). Первый опытный образец состоял из 8 приемных элементов шириной 2 мм, второй – из 16 элементов шириной 1 мм.

§3.3-§3.6 посвящены проверке предложенной в главе 2 методики и описанных в главе 3 опытных образцов комбинированной системы для ЛУ и ОА томографии.

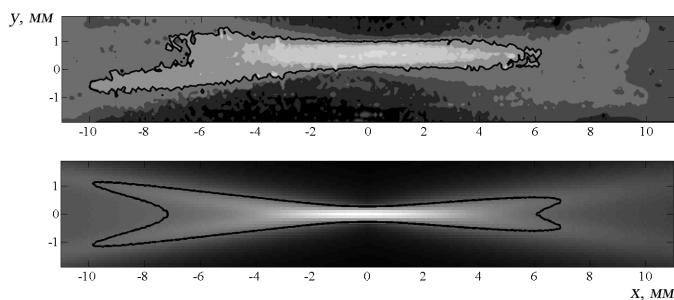


Рис. 7 Карта чувствительности фокальной области приемного элемента (сверху - эксперимент, снизу - численный расчет) для опытного образца с 16 приемными элементами, шириной отдельного приемного элемента $2b_0 = 1$ мм, углом раскрыва элемента 24° , частотной полосой 9 МГц.

Численно и экспериментально рассчитаны карты чувствительности отдельного элемента описанной в главе 3 комбинированной системы (Рис. 7), которые позволяют определить поперечное пространственное разрешение изображения в плоскости XU Δu и величину зоны обзора d .

Эти величины позволяют оценить направленность отдельного приемного элемента системы. Полученные численно и экспериментально значения зоны обзора d и поперечного пространственного разрешения в плоскости фокусировки Δu для всех приемных элементов совпадают с рассчитанными по методике значениями в пределах 15%.

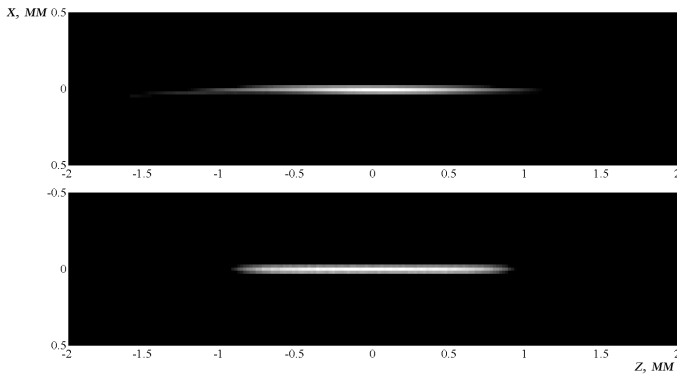


Рис. 8 Функция передачи точки по уровню $\frac{1}{2}$ от максимума для ОА метода (сверху - эксперимент, снизу - численный расчет) для опытного образца с 8 приемными элементами, шириной отдельного приемного элемента $2b_0 = 2$ мм, углом раскрытия антенны 43° .

в плоскости изображения XZ , полученные численно и экспериментально, совпадают между собой и со значением из методики в пределах 1%. Такое хорошее соответствие объясняется тем, что продольное пространственное разрешение определяется только частотной полосой приема антенны.

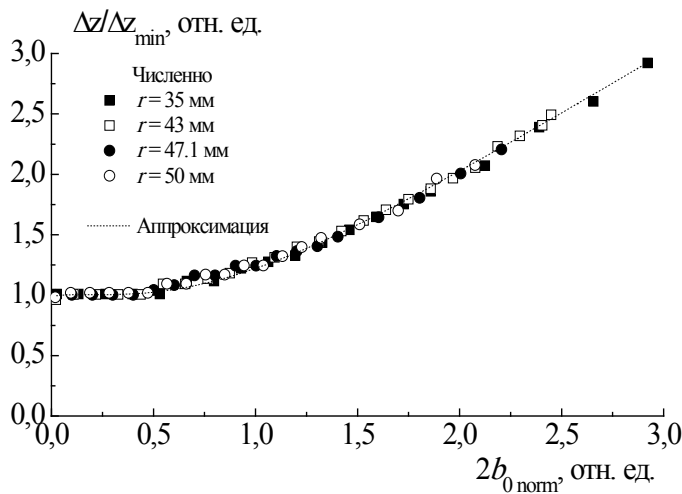


Рис. 9 Зависимость нормированного поперечного разрешения $\Delta z / \frac{0.52c_0}{\Delta f \sin \varphi / 2}$ от нормированной ширины приемных элементов $2b_0 / \frac{0.52c_0}{\Delta f \sin \varphi / 2}$ в антенне, полученная численно (16 приемных элементов, частотная полоса приемного элемента 10 МГц).

цилиндрически фокусированной многоэлементной антенны, состоящей из

Численно и экспериментально получены функции передачи точки описанной в главе 3 комбинированной системы (Рис. 8). Функция передачи точки дает возможность определить продольное Δx и поперечное Δz пространственные разрешения в плоскости изображения XZ антенны, так как размеры изображения будут соответствовать пространственным разрешениям антенны в плоскости изображения. Значения продольного пространственного разрешения Δx в

Значения поперечного пространственного разрешения Δz в плоскости изображения XZ , полученные численно и экспериментально, совпадают между собой в пределах 20%, однако превосходят значение из методики в несколько раз. Объяснения полученных различий экспериментальных значений поперечного пространственного разрешения Δz в плоскости изображения XZ со значениями из методики обсуждаются в главе 4.

Глава 4 посвящена численным исследованиям функции передачи точки многоэлементной антенны для задачи двумерной (2D) ОА томографии. Для

широкополосных пьезоэлектрических приемных элементов, получены результаты численного моделирования зависимости поперечного разрешения Δz вдоль соответствующей оси в плоскости изображения от геометрических параметров антенны и частотной полосы отдельного приемного элемента.

Показано, что поперечное разрешение Δz многоэлементной цилиндрически фокусированной антенны зависит от трех параметров: частотной полосы отдельного приемного элемента Δf , угла раскрыва антенны φ и ширины приемного элемента $2b_0$. Зависимость поперечного разрешения антенны Δz от этих параметров приведена к безразмерному виду, а также предложена гладкая функция, аппроксимирующая эту зависимость (Рис. 9). Это позволяет оценивать поперечное разрешение, обеспечиваемое многоэлементной антенной при заданных геометрических параметрах антенны и частотной полосе отдельного приемного элемента. Также показано, что в случае восстановления изображения методом обратных проекций поперечное разрешение, обеспечиваемое многоэлементной антенной в $2D$ ОА томографии, не зависит от числа приемных элементов, их расположения и расстояния между ними.

Основные результаты диссертационной работы:

1. Разработана методика аналитического расчета геометрических параметров и характеристик широкополосной фокусированной приемной антенны цилиндрической геометрии на основе заданных пространственных разрешений изображения. Корректность методики подтверждают численные и экспериментальные карты фокальной области приемных элементов и функции передачи точки для оптико-акустической и лазерной ультразвуковой томографии.
2. Показано, что поперечное разрешение Δz многоэлементной цилиндрически фокусированной антенны для задач оптико-акустической и лазерной ультразвуковой томографии зависит от трех параметров: частотной полосы отдельного приемного элемента Δf , угла раскрыва антенны φ и ширины приемного элемента $2b_0$. Зависимость поперечного разрешения антенны Δz от этих параметров приведена к безразмерному виду, а также предложена гладкая функция, аппроксимирующая эту зависимость. Это позволяет оценивать поперечное разрешение, обеспечиваемое многоэлементной антенной при заданных геометрических параметрах антенны и частотной полосе отдельного приемного элемента.
3. Создана многоканальная комбинированная система для задач оптико-акустической и лазерной ультразвуковой томографии новообразований молочной железы человека на ранней стадии (продольное пространственное

разрешение $\Delta x = 0.1$ мм, размер исследуемой области $d = 20$ мм). Опытные образцы комбинированной системы состояли из 8 и 16 приемных элементов. Пьезоэлектрические приемные элементы представляют собой полосы ПВДФ толщиной 0.11 мм и шириной 1 мм и 2 мм (для разных образцов), и расположены на плоскости с шагом 1 мм. Фокусировку осуществляет акустическая линза, выполненная из оргстекла, с углом раскрыва 57° и радиусом кривизны 20.6 мм.

4. Комбинированная система позволяет диагностировать неоднородности размерами $\Delta x = 0.1$ мм, $\Delta y = 0.5$ мм, $\Delta z = 1$ мм в биологических средах на глубине до 5 см.

Основные публикации по теме диссертации:

1. Симонова В.А., Хохлова Т.Д., Карабутов А.А. Широкополосная фокусирующая многоэлементная антенна для оптико-акустической томографии // Акустический журнал, 2009, том 55, № 6, с. 1-7.
2. Симонова В.А., Саватеева Е.В., Карабутов А.А. Новая комбинированная антенна для оптико-акустической и лазерной ультразвуковой томографии // ВМУ. Серия 3. Физика, 2009, № 4, с. 35-37.
3. Симонова В.А., Пеливанов И.М., Панченко В.Я., Карабутов А.А. Поперечное пространственное разрешение многоэлементной антенны для оптико-акустической томографии // Акустический журнал, 2010, том 56, № 5, с. 693-698.
4. Pelivanov I.M., Simonova V.A., Khokhlova T.D., Karabutov A.A. Point spread function of the array transducers in 2D optoacoustic tomography // Proc. of SPIE, 2010, v. 7564, pp. 756428-1-12.
5. Simonova V.A., Karabutov A.A., Khokhlova T.D. // Proc. of 1st International Symposium on Laser Ultrasonics, 2008, Montreal, Canada.
6. Pelivanov I., Khokhlova T., Simonova V., Podolsky A., Karabutov A. Point spread function of the limited-view array transducers in optoacoustic tomography: numerical and experimental studies // J. Acoust. Soc. Am., 2008, vol. 5, no. 123, p. 3640.
7. Симонова В.А. Широкополосная фокусированная многоэлементная антенна для оптико-акустической томографии // XVI международная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых «Ломоносов 2009». Секция «Физика». Сборник тезисов, М.: Физический факультет МГУ, 2009, с. 13-14.
8. Simonova V.A., Savateeva E.V., Panchenko V.Ya., Karabutov A.A. Novel combined laser-ultrasonic and optoacoustic focused transducer array // 18th International Laser

- Physics Workshop (LPHYS'09) (July 13-17, 2009, Barcelona, Spain). Technical Digest, (2009).
9. Симонова В.А. Комбинированная многоканальная система: особенности совмещения оптико-акустической и лазерной-ультразвуковой томографии // XVII международная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых «Ломоносов 2010». Секция «Физика». Сборник тезисов, М.: Физический факультет МГУ, 2010, с. 2358-1-2.
 10. Симонова В.А., Панченко В.Я., Кудинов И.А., Карабутов А.А. Особенности совмещения оптико-акустической и лазерной ультразвуковой томографии в многоканальной диагностической системе // III Евразийский конгресс по медицинской физике и инженерии "Медицинская Физика – 2010", Сборник материалов, 2010.
 11. Карабутов А.А., Симонова В.А. Способ лазерной оптико-акустической томографии и устройство для его реализации // Заявка на Патент РФ № 2011107788 от 28.02.2011.

Список цитируемой литературы:

1. Гусев В.Е., Карабутов А.А. Лазерная оптоакустика – М.: Наука, 1991. – 278 с.
2. Duck F.A. Physical properties of tissue. A comprehensive reference book. – London, San Diego, N.-Y., Boston: Academic Press, 1990. – 346 p.
3. Durduran T., Choe R., Culver J.P., Zubkov L., Holboke M.J., Giammarco J., Chance B., Yodh A.J. Bulk optical properties of healthy female breast tissue // Phys. Med. Biol., 2002, vol. 47, pp. 2847-2861.
4. Young A.R. Chromophores in human skin // Phys. Med. Biol., 1997, vol. 42, pp. 789-802.
5. Fass L. Imaging and cancer: A review // Molecular Oncology, 2008, vol. 2, pp. 115-152.
6. van Veen R.L.P., Sterenberg H.J.C.M., Marinelli A.W.K.S., Menke-Pluymers M. Intraoperatively assessed optical properties of malignant and healthy breast tissue used to determine the optimum wavelength of contrast for optical mammography // J. Biomed. Opt., 2004, vol. 9 (1), pp. 129-1136.
7. Оптическая биомедицинская диагностика / Пер. с англ. под ред. Тучина В.В., том 1 – М.: Физматлит, 2007. – 560 с.
8. Kozhushko V.V., Hess P. Laser-induced focused ultrasound for nondestructive testing and evaluation // J. Appl. Phys., 2008, vol. 103, pp. 124902-1-9.

9. Kalms M., Focke O., Kopylow C. Applications of laser ultrasound NDT methods on composite structures in aerospace industry // Proc. of SPIE, 2008, vol. 7155, pp. 71550E-1-11.
10. Blouin A., Choquet M., Levesque D., Moreau A., Monchalin J.-P. Laser ultrasonics: a new tool for the industry // Proc. of SPIE, 2000, vol. 4087, pp. 1106-1117.
11. Khokhlova T.D., Pelivanov I.M., Karabutov A.A. Optoacoustic tomography utilizing focused transducers: the resolution study // App. Phys. Lett., 2008, vol. 94, pp. 024105-1-3.