

МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
имени М.В. ЛОМОНОСОВА

На правах рукописи

Бычков Антон Сергеевич

**Комбинированная оптико-акустическая и лазерно-
ультразвуковая томография сред с неоднородностями
акустических свойств и индуцированными источниками тепла**

01.04.21 – Лазерная физика

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Москва – 2019

Работа выполнена на кафедре общей физики и волновых процессов физического факультета МГУ имени М.В.Ломоносова

Научный руководитель – **Карабутов Александр Алексеевич**
*доктор физико-математических наук,
доцент по кафедре общей физики и волновых процессов,
профессор по специальности 01.04.21*

Официальные оппоненты – **Аракелян Сергей Мартиросович**
*доктор физико-математических наук,
профессор, заведующий кафедрой физики и
прикладной математики ФГБОУ ВО
«Владимирский государственный
университет имени Александра Григорьевича
и Николая Григорьевича Столетовых»*

Гончуков Сергей Александрович
*доктор физико-математических наук,
профессор, профессор отделения лазерных и
плазменных технологий НИЯУ МИФИ*

Свиридов Александр Петрович
*доктор физико-математических наук,
ведущий научный сотрудник лаборатории
лазерной химии Института фотонных
технологий ФНИЦ «Кристаллография и
фотоника» РАН*

Защита диссертации состоится «24» октября 2019 г. в 15:00 на заседании диссертационного совета МГУ.01.13 Московского государственного университета имени М.В.Ломоносова по адресу: 119991, Москва, Ленинские горы, МГУ, д. 1, стр. 62, корпус нелинейной оптики, аудитория им. С. А. Ахманова.

E-mail: diss.sov.31@physics.msu.ru

С диссертацией можно ознакомиться в отделе диссертаций научной библиотеки МГУ имени М.В. Ломоносова (Ломоносовский просп., д. 27) и на сайте ИАС «ИСТИНА»: <https://istina.msu.ru/dissertations/188295449/>

Автореферат разослан «___» _____ 2019 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета МГУ.01.13,
кандидат физико-математических наук

А.А. Коновко

Общая характеристика работы

Актуальность темы

Поглощение короткого лазерного импульса в среде приводит к ее неоднородному и нестационарному нагреву и тепловому расширению, из-за которого в среде возникают механические напряжения, служащие источниками широкополосных акустических импульсов. Амплитуда и временная форма этих импульсов связаны с параметрами лазерного импульса и свойствами среды. На этой связи могут быть основаны неразрушающие методы исследования свойств различных сред, либо методы исследования особенностей распространения лазерного излучения в известной среде.

Томографические методы диагностики, использующие массивы приемных элементов, позволяют полнее отразить внутреннюю структуру исследуемого объекта, обладают более высоким пространственным разрешением и чувствительностью, а также позволяют получать количественную информацию об исследуемом объекте.

В оптико-акустической (ОА) томографии лазерное излучение поглощается внутри исследуемого объекта, и генерируемые ультразвуковые волны несут информацию о распределении поглотителей света в объекте. В лазерно-ультразвуковой (ЛУ) томографии излучение поглощается в специальном ОА генераторе вне исследуемого объекта. При этом генерируется короткий ультразвуковой импульс контролируемой формы, который, распространяясь в среде, рассеивается акустическими неоднородностями в ней. Рассеянные ультразвуковые импульсы несут информацию о ее акустико-механических свойствах: плотности, модулей упругости, скорости звука и т.д.

Интерес к ОА и ЛУ томографии, в первую очередь, обусловлен биомедицинскими применениями. По сравнению с рентгеновской и магнитно-резонансной томографией ультразвуковые исследования практически безвредны, относительно дешевы и позволяют создавать компактные системы, работающие в режиме реального времени. Среди оптических методов диагностики биотканей ОА томография позволяет достичь субмиллиметрового пространственного разрешения на сантиметровых глубинах. В отличие от ультразвуковых методов ОА томография основана на визуализации оптических свойств биотканей, что в ряде случаев позволяет улучшить контрастность изображений и реализовать оптическую спектроскопию *in vivo*.

Сегодня методы неразрушающей диагностики являются основным «трендом» не только в исследовании биообъектов, но и в контроле изделий из новых интеллектуальных материалов. ЛУ зондирующий импульс имеет апериодическую форму, малую длительность (десятки наносекунд) и гладкую диаграмму направленности, лишенную боковых лепестков. Эти особенности вместе с практическим отсутствием «мертвой зоны» позволяют ЛУ томографии

восстанавливать акустические неоднородности с более высоким разрешением по сравнению с традиционными ультразвуковыми методами.

Особый интерес представляет развитие комбинированной ОА и ЛУ томографии, поскольку эти подходы позволяют взаимно дополнять друг друга и получать более полную информацию об исследуемом объекте. Примером задачи, которая может быть решена с помощью комбинированного подхода, является задача диагностики положения медицинской иглы в кровеносном сосуде. Проведение внутривенных инъекций часто осложняется глубоким залеганием и плохой пальпируемостью кровеносных сосудов. Поэтому игла может быть введена в сосуд не с первого раза, или сосуд может быть проколот иглой насквозь. В этой связи актуально создание устройств, позволяющих диагностировать положение и диаметр сосудов, а также относительное положение иглы и сосуда. В диссертации показано, что комбинированная ОА и ЛУ томография реального времени позволяет решить данную задачу, и представлены преимущества данного метода диагностики.

Отдельным направлением диссертации было исследование возможностей ОА томографии как нового способа визуализации фемтосекундных лазерных филаментов, позволяющего оценить положение и размер плазменного канала. Диагностика филамента потребовала разработки способа визуализации тепловых источников для случая, когда источники и приемники акустических волн располагаются в акустически различных средах, разделенных плоской поверхностью раздела. На поверхности раздела акустические волны преломляются и частично отражаются, что необходимо учитывать при построении изображений. Разработанный алгоритм визуализации, развивающий идеи «виртуальных приемников», расширяет спектр объектов исследования и спектр приемников, применимых в ОА томографии.

В экспериментальной ОА и ЛУ томографии, как и в прикладной физике в целом, можно выделить тенденции к расширению спектра решаемых задач и постоянному обновлению экспериментального оборудования и программного обеспечения. В этой связи принципиальное значение имеет создание новых многофункциональных автоматизированных экспериментальных комплексов для комбинированной ОА и ЛУ томографии, работающих в режиме реального времени, основанных на современной элементной базе.

Автоматизация экспериментальных установок важна не только для облегчения работы экспериментатора, но и для решения качественно новых задач, в которых необходимо устранить человеческий фактор, неизбежно ведущий к ошибкам. Одной из таких задач является проведение крупномасштабных серийных и воспроизводимых экспериментальных исследований в ОА и ЛУ томографии. Также автоматизация важна для решения задач, связанных с непрерывным контролем дефектов на производстве серийной продукции и в условиях, когда присутствие человека затруднено либо опасно для его здоровья. Возможность работы в режиме реального времени

позволяет исследовать динамические объекты и процессы, изменяющиеся во времени. Например, контроль положения иглы при введении в кровеносный сосуд целесообразен только в режиме реального времени.

Качественный скачок в функциональных возможностях современных аппаратных средств, модульная структура и универсализация цифровых интерфейсов позволили создавать экспериментальные многофункциональные установки широкого назначения. И автоматизация, и работа в режиме реального времени во многом опираются на современную цифровую элементную базу, обеспечивающую сбор, обработку и передачу больших объемов информации на высоких скоростях: аналого-цифровые преобразователи, микроконтроллеры, программируемые логические интегральные схемы (ПЛИС), многоядерные графические ускорители и микропроцессоры персональных компьютеров (ПК). Вкупе с современными компактными и мощными лазерами новая элементная база позволяет создавать универсальные и относительно компактные томографические системы. В этой связи особую актуальность приобретает реализация существующих и создание новых методик обработки и визуализации информации, адаптированных к современному оборудованию. Также актуально создание модульного реконфигурируемого оборудования с гибкими интерфейсами, на котором можно эффективно реализовывать и апробировать новые методики.

Разработанные ранее экспериментальные комплексы для ОА и ЛУ томографии имели узкую направленность, не имели возможностей скоростной обработки многоканальной информации и потому не могли работать в режиме реального времени, не были полностью автоматизированными и не имели гибкого интерфейса. Предлагаемый в настоящей работе прототип комплекса для комбинированной ОА и ЛУ томографии работает в режиме реального времени и может применяться для решения широкого класса задач: визуализации положения иглы в модели кровеносного сосуда, диагностики биологических объектов, ЛУ диагностики образцов из металлов и композитов и др. Разработанный прототип комплекса оснащен системой 3D позиционирования, полностью автоматизирован и имеет удобный интерфейс.

Крайне высокая сложность современных экспериментальных комплексов делает необходимой их расчетную поддержку как на этапе проектирования и планирования эксперимента, так и на этапе интерпретации результатов. Численное моделирование позволяет избежать многих ошибок при создании сложных систем, оптимизировать их параметры, сократить материальные затраты на их построение, спланировать большие серии экспериментов, а также правильно проинтерпретировать получаемые результаты.

Отметим, что сегодня уделяется большое внимание правильной разработке программного обеспечения для численного моделирования. В настоящей работе разработаны специализированные комплексы программ для моделирования ОА томографии. С помощью данного программного

обеспечения проведены массовые расчетные исследования, результаты которых обобщены в приведенных аналитических зависимостях. Численное моделирование используется для анализа тороидальных антенн в Главе 1, для анализа пространственного разрешения в задаче ОА томографии филамента в Главе 2 и для анализа артефактов на ОА изображениях в Главе 3. Отметим, что в настоящей работе расчетно-теоретические исследования совмещены с их экспериментальной апробацией.

Неотъемлемым элементом ОА и ЛУ томографов реального времени являются многоэлементные антенные решетки со сложной геометрией. В этой связи необходимы методики сравнения и оценки качества таких антенн с учетом алгоритмов визуализации измеряемых физических величин. Необходимость таких методик связана с выходом ОА и ЛУ томографии в опытно-промышленную эксплуатацию и специализацией установок по сфере применения. Изготовление и настройка антенн для ОА и ЛУ томографии в настоящее время является сложной и длительной процедурой. Поэтому их предварительное численное моделирование с целью оптимизации под конкретную задачу является важным этапом их разработки, изготовления и последующей наладки. В работе проведены массовые расчетно-теоретические исследования, ориентированные на создания новых видов антенн для ОА и ЛУ томографии, описаны методики, и проведены обобщения полученных результатов.

Целью работы является:

Развитие расчетных и экспериментальных методов комбинированной ОА и ЛУ томографии за счет создания аппаратного и программного обеспечения для решения широкого спектра исследовательских задач, включая исследования явления филаментации фемтосекундного лазерного в воздухе и в воде и диагностики сред с неоднородностями акустических свойств и индуцированными источниками тепла в режиме реального времени.

Задачи, решаемые в работе

1. Разработка и программная реализация метода восстановления начального распределения давления в среде, учитывающего преломление и частичное отражение ОА импульса на плоской границе раздела двух акустически различных однородных сред, работающего в режиме реального времени.
2. Исследование зависимости размера области чувствительности и пространственного разрешения тороидальных многоэлементных антенн с целью оптимизации их геометрических параметров. Разработка и реализация алгоритмов и программного обеспечения для построения трехмерных карт чувствительности и пространственного разрешения.

3. Исследование возможностей ОА томографии фемтосекундного лазерного филамента в воздухе и в воде как нового метода диагностики его положения и структуры.
4. Создание многофункциональной автоматизированной экспериментальной установки для проведения комплексных серийных исследований в области комбинированной ОА и ЛУ томографии реального времени, содержащей систему 3D позиционирования, высокоскоростную многоканальную систему сбора и обработки экспериментальных сигналов на основе ПЛИС и ПК с пакетом программного обеспечения и удобным интерфейсом.
5. Экспериментальная демонстрация возможностей комбинированной ОА и ЛУ томографии на задаче контроля положения медицинской иглы внутри модели кровеносного сосуда в режиме реального времени.

Научная новизна

1. Предложен новый подход к сравнению приемных многоэлементных антенн сложной формы для ОА и ЛУ томографии, учитывающий не только геометрию антенн, но и алгоритм построения изображения.
2. Впервые предложено исследовать возможности тороидальных антенных решеток с помощью трехмерных карт чувствительности и пространственного разрешения. В работе обобщены результаты большой группы ресурсоемких расчетных исследований тороидальных антенн, и предложены новые аппроксимирующие формулы.
3. Впервые предложено использовать ОА томографию для исследования филаментации фемтосекундного лазерного излучения, проанализировано пространственное разрешение данного метода диагностики.
4. Разработан и создан новый автоматизированный программно-аппаратный комплекс для построения ОА и ЛУ томограмм в режиме реального времени. На основе данного комплекса создана и полностью автоматизирована новая многофункциональная экспериментальная установка для проведения комплексных исследований в области комбинированной ОА и ЛУ томографии.
5. Впервые экспериментально продемонстрирована возможность определения положения медицинской иглы внутри модели кровеносного сосуда методом комбинированной ОА и ЛУ томографии реального времени.

Теоретическая и практическая значимость работы

1. Создана многофункциональная автоматизированная экспериментальная установка с системой 3D позиционирования, которая позволяет проводить

комплексные экспериментальные исследования в области комбинированной ОА и ЛУ томографии в режиме реального времени.

2. Экспериментально подтверждена возможность контроля положения медицинской иглы в модели кровеносного сосуда в режиме реального времени.
3. Метод ОА томографии позволяет определять пространственное положение и оценивать диаметр фемтосекундных лазерных филаментов как в конденсированной среде, так и в газе.
4. Методика построения ОА изображений, модернизированная с целью учета преломления на плоской границе твердого объекта с иммерсионной жидкостью, позволяет использовать в ОА томографии различных объектов новый класс датчиков, в которых происходит преломление ультразвука: например, датчик с акустической линией задержки.
5. Специализированные методики и алгоритм построения трехмерных карт чувствительности и пространственного разрешения позволяют оптимизировать параметры многоэлементных антенн со сложной геометрией поверхности с учетом требований к размеру области визуализации и пространственному разрешению.

Положения и результаты, выносимые на защиту

1. Анализ двумерных и трехмерных карт чувствительности и пространственного разрешения позволяет исследовать зависимость размера области чувствительности и поперечного пространственного разрешения в фокусе для тороидальных антенн от их радиусов кривизны в двух взаимно перпендикулярных плоскостях. Если заданы размер области чувствительности и поперечное пространственное разрешение в фокусе, то полученные в диссертации аналитические аппроксимирующие выражения позволяют выбрать радиусы кривизны тороидальной антенны. При этом данные выражения включают размер области чувствительности и поперечное пространственное разрешение в фокусе для сферической и цилиндрической антенн. Предложенные выражения справедливы для антенн, содержащих от 16 до 64 приемников, с радиусами кривизны поверхности антенны в диапазоне 30–1000 мм и угловой апертурой в диапазоне от 22° до 135°, с шириной приемного элемента от 0.1 до 2 мм и частотной полосой приема в диапазоне 7–12 МГц.
2. Оптико-акустическая томография позволяет визуализировать положение и структуру фемтосекундного лазерного филамента в воздухе и в воде с помощью цилиндрической антенной решетки широкополосных пьезоэлектрических преобразователей. При этом пространственное

разрешение ограничивается в первую очередь акустическим затуханием и поперечными размерами приемников. Данный метод позволяет определить положение и ширину плазменного канала фемтосекундного лазерного филамента в воде с помощью преобразователя из ниобата лития с резонансной частотой 110 МГц с точностью ~10 мкм.

3. Разработанная в рамках диссертационной работы многоканальная экспериментальная установка и программно-аппаратные методики позволяют проводить оптико-акустическую и лазерно-ультразвуковую томографию в режиме реального времени с продольным пространственным разрешением ~0.1 мм, поперечным пространственным разрешением ~1.1 мм и частотой смены кадров не менее 10 Гц.
4. Комбинированная оптико-акустическая и лазерно-ультразвуковая томография позволяет визуализировать взаимное положение медицинской иглы и модели кровеносного сосуда с продольным пространственным разрешением 0.1–0.2 мм.

Апробация работы

Основные результаты диссертационной работы докладывались и обсуждались на следующих международных конференциях: Международная научная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых «Ломоносов-2016» (11–15 апреля 2016 г.), 5th International Symposium on Laser-Ultrasonics and Advanced Sensing (LU2016, 4–8 июля 2016 г.), XV международная конференция NIDays 2016 (25 ноября 2016 г.), 13th School on Acousto-Optics and Applications (19–23 июня 2017 г.), 7th International Conference on Mathematical Modeling in Physical Sciences (27–31 августа 2018 г.)

По результатам работы опубликовано 9 статей в рецензируемых журналах, входящих в базы Web of Science, Scopus или RSCI. Статьи прошли независимое рецензирование.

Разработанная многофункциональная экспериментальная установка являлась неотъемлемой частью ЛУ профилометра реального времени, который был отмечен серебряной медалью на Международной выставке изобретений «Seoul International Invention Fair 2017» в Корее и специальным призом Лодзинского технического университета.

Степень достоверности

Достоверность представленных в диссертационной работе результатов подтверждается соответствием результатов численного моделирования и результатов экспериментальных исследований, а также результатов численного моделирования, полученных с помощью альтернативных методик. Результаты диссертационной работы также неоднократно докладывались и подробно

обсуждались на международных конференциях, а также были опубликованы в рецензируемых журналах.

Личный вклад автора

Все представленные в диссертации результаты получены автором лично либо при его определяющем участии.

Экспериментальные результаты, использованные для демонстрации методик исследования фемтосекундных лазерных филаментов, получены сотрудниками лабораторий кафедры общей физики и волновых процессов физического факультета МГУ имени М.В.Ломоносова А.Б. Савельева-Трофимова и Ф.В. Потёмкина. Автор лично реализовал и модифицировал алгоритм обратных проекций для построения ОА изображения филаментов, провел численное моделирование и проанализировал результаты.

В универсальной экспериментальной установке для комбинированной ОА и ЛУ томографии 16-канальная антенна была создана В.А. Симоновой, алгоритм построения изображений был изначально реализован автором, а затем усовершенствован В.П. Зарубиным за счет использования графических процессоров. Автор лично запрограммировал многоканальную систему сбора данных в режиме реального времени на основе ПЛИС, разработал визуальный интерфейс в NI LabVIEW, запрограммировал и собрал систему 3D позиционирования, а также провел экспериментальные и расчетные исследования с иглами в моделях кровеносных сосудов.

Структура и объем диссертации

Диссертация состоит из введения, трех глав, заключения, двух приложений и списка литературы. В первом параграфе каждой главы приводится краткий обзор литературы по рассматриваемым в ней проблемам. Содержит 128 страниц, 34 рисунка, 2 таблицы. Библиография насчитывает 204 наименования.

Краткое содержание работы

Во **введении** обоснована актуальность темы диссертационной работы, сформулированы ее цели и задачи, научная новизна, теоретическая и практическая значимость, защищаемые положения, степень достоверности и личный вклад автора, а также приведены апробация работы и список работ, в которых опубликованы основные результаты.

Первая глава посвящена развитию методов решения прямой и обратной задач ОА и ЛУ томографии, а также исследованию тороидальных антенных решеток с помощью карт чувствительности и пространственных разрешений.

Рассматривается термооптический механизм возбуждения ультразвука при импульсном нагреве исследуемого объекта лазерным пучком. Поэтому под прямой задачей ОА томографии понимается задача нахождения акустического

поля давления $p(\mathbf{r}, t)$, если задана плотность мощности тепловых источников $H(\mathbf{r}, t)$. В ультразвуковом диапазоне частот данную задачу в жидкостях и газах можно записать в виде:

$$\frac{\partial^2 p}{\partial t^2} - c_0^2 \nabla^2 p - \frac{b}{\rho_0} \frac{\partial}{\partial t} \nabla^2 p = \frac{\beta c_0^2}{c_p} \frac{\partial H}{\partial t} \quad (1)$$

где ρ_0 и c_0 – плотность и скорость звука в среде, b – коэффициент высокочастотного затухания звука, β – коэффициент объемного теплового расширения, c_p – теплоемкость при постоянном давлении.

Если время формирования теплового источника $\tau_f \ll \min\{w_0^2/\chi, w_0/c_0\}$, где χ – коэффициент температуропроводности, w_0 – характерный размер источника, то при исследовании акустического отклика можно считать, что источник формируется мгновенно: $H(t) = Q(\mathbf{r})\delta(t)$. Тогда в идеальной среде прямую задачу ОА томографии можно записать в виде:

$$\begin{cases} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} - c_0^2 \nabla^2 p = 0 \\ p(\mathbf{r}, t = 0) = p_0(\mathbf{r}), \quad \partial p / \partial t (\mathbf{r}, t = 0) = 0 \end{cases} \quad (2)$$

где $p_0(\mathbf{r}) = (\beta c_0^2 / c_p) Q(\mathbf{r})$ – начальное распределение давления в среде. Если известен образ Фурье решения прямой задачи в идеальной среде $\tilde{p}_{\text{ideal}}(\mathbf{r}, \omega)$, то в среде с законом дисперсии $k = k(\omega)$ и тепловыделением $H(t) = Q(\mathbf{r})I(t)$:

$$\tilde{p}_{\text{att}}(\mathbf{r}, \omega) = \frac{\omega}{k(\omega)c_0} \tilde{I}(\omega) \tilde{p}_{\text{ideal}}(\mathbf{r}, k(\omega)c_0) \quad (3)$$

В §1.2 получены решения прямой задачи ОА томографии для ряда модельных сферически- и аксиально-симметричных источников в среде с дисперсионным уравнением $k(\omega) = \omega/c_0 - i\alpha_0\omega^2$, которые используются в последующих разделах. Автор не исследовал все полученные соотношения на новизну, поскольку некоторые из них могли встречаться в научной литературе в несколько иной форме либо в виде упражнений. Для бесконечного гауссова аксиально-симметричного источника $Q(\mathbf{r}) = Q_0 \exp[-\varrho^2/w^2]$, где ϱ, φ, z – цилиндрические координаты:

$$p_{\text{att}}^{G,2D}(\varrho, t) \approx \frac{\beta c_0^2 Q_0}{c_p} \frac{1}{2} \left(\frac{w}{2\pi\varrho}\right)^{1/2} \frac{w^{3/2}}{\tilde{w}^{3/2}} \mathcal{F}\left(\frac{\varrho - c_0 t}{\tilde{w}}\right) \quad (4)$$

$$\mathcal{F}(v) = \left[\Gamma\left(\frac{3}{4}\right) {}_1F_1\left(-\frac{1}{4}; \frac{1}{2}; v^2\right) + 2v\Gamma\left(\frac{5}{4}\right) {}_1F_1\left(\frac{1}{4}; \frac{3}{2}; v^2\right) \right] e^{-v^2} \quad (5)$$

где $\tilde{w} = \sqrt{w^2 + 4\alpha_0 c_0^2 r}$, $\Gamma(u)$ – гамма-функция Эйлера, ${}_1F_1(a; b; u)$ – вырожденная гипергеометрическая функция.

Пусть бесконечный аксиально-симметричный источник состоит из N радиальных слоев жидкостей, причем в пределах каждого слоя величины тепловыделения, механических и термодинамических параметров постоянны (дискретно-слоистый источник):

$$\begin{aligned}\xi(\varrho) &= \xi_n & \varrho_{n-1} < \varrho \leq \varrho_n \\ \xi(\varrho) &= \xi_0 & \varrho > \varrho_N\end{aligned}\quad (6)$$

где $\xi = \{Q, c, \rho, \beta, c_p\}$ – параметр слоя, $\varrho_0 = 0, \varrho_1, \dots, \varrho_n, \dots, \varrho_N$ – радиусы границ, разделяющих слои источника, ϱ_N – радиус границы источника с иммерсионной жидкостью. Тогда решение в частотной области можно записать в виде:

$$\tilde{p}(\varrho, \omega) = \begin{cases} A_n J_0(k_n \varrho) + B_n N_0(k_n \varrho) - \frac{\beta_n}{c_{p,n}} \frac{i\omega \tilde{I}(\omega)}{k_n^2(\omega)} Q_n & \varrho_{n-1} < \varrho \leq \varrho_n \\ c H_0^{(2)}(k_0 \varrho) & \varrho > \varrho_N \end{cases} \quad (7)$$

где $J, N, H^{(2)}$ – функции Бесселя, Неймана и Ханкеля, A_n, B_n, C – неизвестные коэффициенты, которые можно определить из граничных условий на непрерывность давления и колебательной скорости или ускорения.

ОА сигналы, полученные с помощью формул (4) и (7), были сравнены с результатами численного моделирования задачи с затуханием в воде псевдоспектральным методом на 2D сетке размером $\sim 10 \times 10$ мм (1024×1024 точек с шагом 10 мкм) в пакете k-Wave. Ошибка максимума и минимума ОА сигнала для $w = 100$ мкм по формуле (4) не превышает 1% на расстоянии более 3 мм от источника. Соответствующая ошибка по формуле (7) для $N = 200$ слоев толщиной 2.5 мкм не превышает 0.5%.

Для учета конечности частотной полосы и поперечных размеров приемных элементов необходимо производить фильтрацию сигналов:

$$p_d(\mathbf{r}_S, t) = \int_{-\infty}^{+\infty} h(\tau) \frac{1}{\Delta S} \iint_{S_m} p(\mathbf{r}_S + \mathbf{u}, t - \tau) d\mathbf{u} d\tau \quad (8)$$

где $h(t)$ и ΔS – импульсный отклик и площадь приемного элемента.

Под обратной задачей ОА томографии понимается нахождение начального распределения давления $p_0(\mathbf{r})$ в объеме V_0 по сигналам давления, $p(\mathbf{r}_S, t)$ зарегистрированным на поверхности регистрации $\mathbf{r}_S \in S_0$, являющейся границей объема V_0 . В §1.1 приведен обзор методов решения обратной задачи ОА томографии: решение волнового уравнения с обращением времени, решение задачи оптимизации, решение в пространстве волновых векторов и алгоритмы обратных проекций. Если S_0 является сферой, бесконечной плоскостью или цилиндром, то

$$p_0(\mathbf{r}) = 2 \int_{\Omega_0} \left[p(\mathbf{r}_S, t) - t \frac{\partial p(\mathbf{r}_S, t)}{\partial t} \right]_{t=|\mathbf{r}-\mathbf{r}_S|/c_0} \frac{d\Omega_0}{\Omega_0} \quad (9)$$

В диссертации алгоритмам обратных проекций уделяется особое внимание, поскольку они могут работать в режиме реального времени и эффективно адаптируются на случай сложных геометрий поверхности регистрации.

ЛУ томография основана на решении обратной задачи рассеяния ультразвука на акустических неоднородностях исследуемого объекта.

длины волны, применимо приближение геометрической акустики. В этом приближении акустические импульсы в однородных средах распространяются вдоль прямых лучей. Преломление лучей происходит по закону Снеллиуса: $c_{1L} \sin \theta = c_0 \sin \theta_1$, где c_0 и c_{1L} – скорости продольных волн в воде и плавном кварце соответственно. Закон Снеллиуса позволяет однозначно найти точку преломления V . В качестве коэффициента прохождения через границу раздела $W = p_1(V, t)/p(V, t)$ можно взять выражение для плоских волн. Также из-за преломления изменяется также расходимость излучения. Поэтому амплитуда в точке преломления V связана с амплитудой на приемнике D через коэффициент

$$\varepsilon = \frac{p_1(D, t_a + t_b)}{p_1(V, t_a)} = \left(1 + \frac{c_{1L} b \cos^3 \theta}{c_0 a \cos^3 \theta_1} \right)^{-1/2} \quad (12)$$

где $t_a = a/c_0 \cos \theta$ и $t_b = b/c_{1L} \cos \theta_1$. Таким образом, сигнал давления в точке D – на «реальном» приемнике в плавном кварце, – можно выразить через сигнал давления в точке преломления V в воде, которую можно считать «виртуальным» приемником. При этом «виртуальный» приемник расположен в той же среде, что и источник.

Классический алгоритм обратных проекций применим только в однородной среде, тогда как «реальные» приемники расположены в плавном кварце. Однако «виртуальные» приемники – точки преломления, – расположены в воде. Поэтому можно модифицировать алгоритм обратных проекций для 2D томографии бесконечных источников $Q(\mathbf{r}) = Q(x, y, z) = Q(x, y)$, если интегрировать не по «реальной» кривой регистрации, а по «виртуальной» кривой регистрации, составленной из точек преломления, рассчитанных для каждого пикселя изображения и каждого приемника:

$$p_0^{(b)}(x, y) \simeq -\frac{2}{\Omega_V} \int_{C_V} \left[\int_{d_V/c_0}^{+\infty} \frac{1}{c_0 t_a} \frac{\partial p(\mathbf{r}_S, t)}{\partial t} \Big|_{t=t_a+t_b} \frac{dt_a}{\sqrt{c_0^2 t_a^2 - d_V^2}} \right] \frac{(\mathbf{n}_V \cdot \mathbf{d}_V)}{\varepsilon W} dC_V. \quad (13)$$

Здесь акустический луч, испускаемый из точки изображения, задаваемой вектором $\mathbf{r} = (x, y)$, и зарегистрированный приемником в точке \mathbf{r}_S , преломляется в точке \mathbf{r}_V ; t_a и t_b – времена распространения акустического импульса вдоль луча в среде источника и в среде приемника соответственно; $\mathbf{d}_V = \mathbf{r} - \mathbf{r}_V$, \mathbf{n}_V – единичный вектор внутренней нормали к «виртуальной» поверхности регистрации C_V в точке \mathbf{r}_V , Ω_V – полная угловая апертура кривой C_V (центральный угол с вершиной в начале координат). Данный алгоритм был апробирован на экспериментальных сигналах. Результаты апробации приведены во второй главе.

ОА и ЛУ томография в режиме реального времени возможна только с применением массива приемников и современных вычислительных средств обработки больших объемов данных. Современные технологии позволяют изготавливать тороидальные пьезоэлектрические антенные решетки, сфокусированные как в плоскости изображения, так и перпендикулярно к ней.

Это позволяет достичь высокого поперечного пространственного разрешения. Однако изготовление таких антенн трудоемко, поэтому необходимы методы оценки и сравнения антенн с различными геометрическими параметрами.

В §1.4 для оценки размеров области чувствительности, глубины резкости и пространственного разрешения тороидальных антенн предлагается исследовать зависимость функции передачи точки – изображения точечного источника – от его положения относительно антенны. Визуализацией данных зависимостей являются карты чувствительности и пространственных разрешений. При этом данная методика учитывает не только параметры антенны, но и алгоритм построения изображения. На Рис. 2 представлены типичные 2D и 3D – карты чувствительности для тороидальной антенны с $R = 60$ мм, $r_f = 40$ мм, $d = 1$ мм и $N = 16$ приемниками.

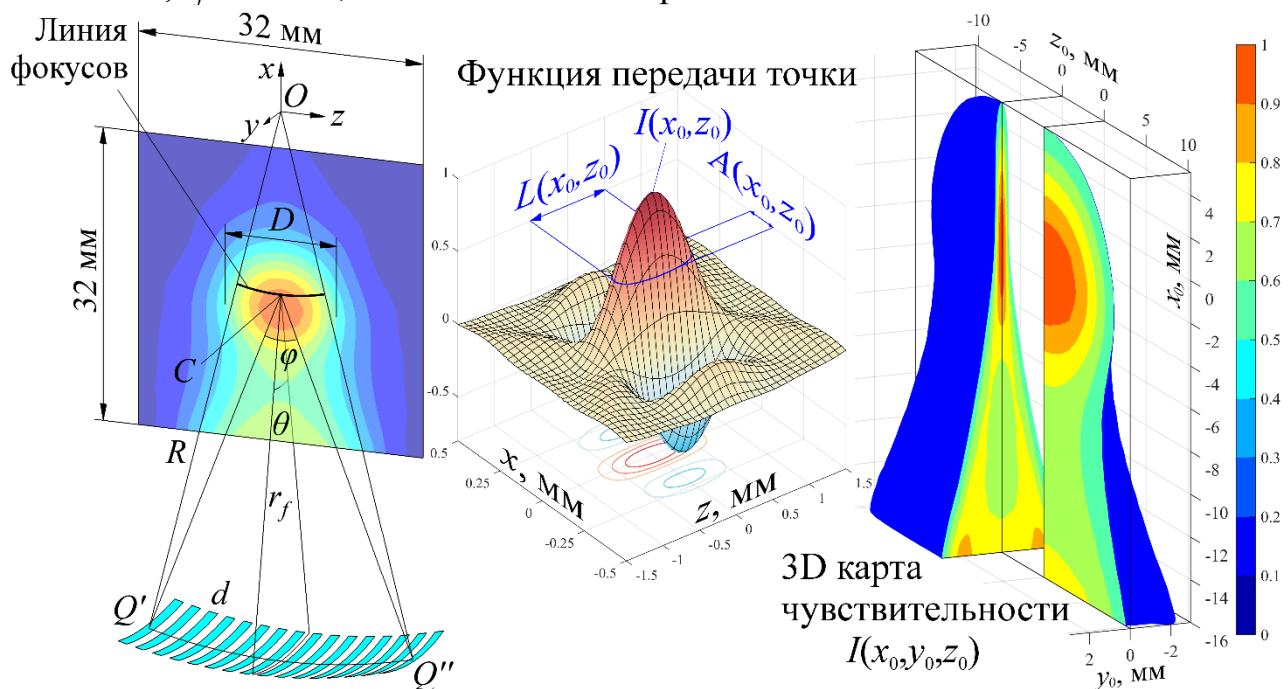


Рис. 2. Слева – относительное расположение 2D карты чувствительности и тороидальной антенны. По центру – типичный вид функции передачи точки $PSF(x, z|x_0, z_0)$ для цилиндрической антенны, когда точечный приемник расположен в точке $(x_0, y_0 = 0, z_0)$. Справа – типичный вид 3D карты чувствительности для тороидальной антенны.

На основе разработанной методики проведены массовые расчетные исследования. Получены аппроксимирующие формулы для зависимостей размера области чувствительности D и поперечного пространственного разрешения в фокусе \tilde{L} тороидальных многоэлементных антенн от радиусов кривизны R и r_f , которые позволяют выбрать геометрию антенны (R и r_f) при заданных D и \tilde{L} и известных D и \tilde{L} для сферической ($R = r_f$) и цилиндрической ($R \rightarrow \infty$) антенн:

$$D^2(R) \approx D^2(r_f) + 4(R - r_f)^2 \sin^2 \left(\left(D^2(\infty) - D^2(r_f) \right)^{1/2} / 2R \right) \quad (14)$$

$$\tilde{L}^2(R) \approx \tilde{L}^2(r_f) + 4(R - r_f)^2 \sin^2 \left(\left(\tilde{L}^2(\infty) - \tilde{L}^2(r_f) \right)^{1/2} / 2R \right) \quad (15)$$

Графики $D(R)$ и $\tilde{L}(R)$ для различных геометрий антенн представлены на Рис. 3.

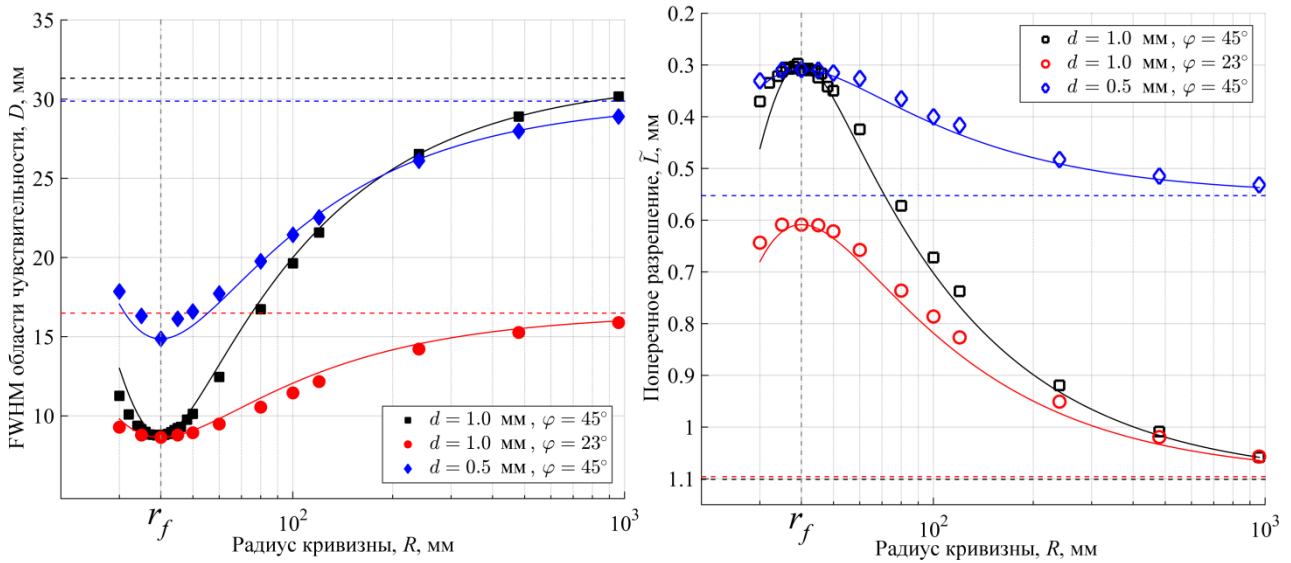


Рис. 3. Зависимости ширины области чувствительности D (слева) и поперечного пространственного разрешения \tilde{L} в фокусе (справа) от радиуса кривизны антенны в плоскости изображения R для различных ширины приемных элементов d и апертур φ .

Цилиндрические антенны обеспечивают наибольшую область чувствительности, хорошее продольное, но сравнительно низкое поперечное пространственное разрешение. Тороидальные антенны имеют существенно лучшее поперечное разрешение, но меньшую область чувствительности. Наилучшее поперечное разрешение достигается в сферической антенне.

Вторая глава посвящена ОА томографии как новому методу диагностики положения и структуры фемтосекундного лазерного филамента. Приведены результаты расчетных и экспериментальных исследований возможностей данного метода диагностики.

В §2.2 показано, что одиночный филамент в воздухе и в воде является термоакустическим источником звука, для которого выполняется условие $\tau_f \lesssim w_0/c_0 \ll w_0^2/\chi$, и обосновывается применимость метода ОА томографии. Однако на пространственное разрешение данного метода существенное влияние оказывает акустическое затухание. В §2.3 представлены результаты сравнения ОА сигнала от филамента в воздухе, рассчитанные на основе модели бесконечного аксиально-симметричного гауссова источника, описанной выше, с уникальными экспериментальными данными, полученными группой А.Б. Савельева-Трофимова. Получено качественное согласие временных форм акустических сигналов и согласие их амплитуд по порядку величины.

В §2.4 описан метод диагностики положения и структуры филамента на примере филаментации в воздухе, а также исследовано пространственное разрешение данного метода диагностики. На Рис. 4 представлена предлагаемая конфигурация антенны, а также зависимость полной ширины на полувысоте (FWHM) изображения филамента от его положения. Продольный размер изображения определяется частотной полосой акустического сигнала, ограниченной акустическим затуханием. При $|a| \approx 1$ мм поперечный размер линейно растет с увеличением $|a|$. Это связано, в основном, с интегрированием по поверхности протяженных приемных элементов. Таким образом, пространственное разрешение ограничено акустическим затуханием ОА отклика филамента в среде и поперечными размерами приемников.

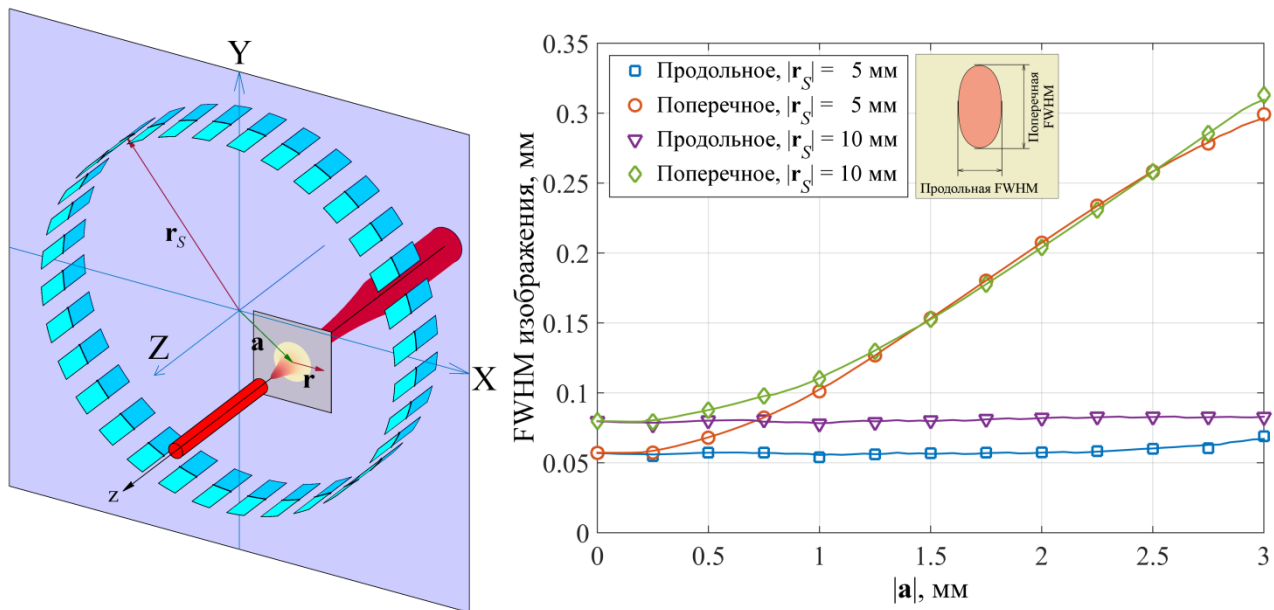


Рис. 4. Слева – взаимное расположение предлагаемой приемной системы и фемтосекундного лазерного филамента. Справа – зависимость FWHM изображения в продольном и поперечном направлениях от расстояния между осями филамента и антенны $|a|$ для антенн с радиусами $r_s = 5$ мм и $r_s = 10$ мм.

В §2.5 описана апробация предложенной методики на основе уникальных экспериментальных данных, полученных группой Ф.В. Потемкина для филаментации лазерного излучения в воде. При построении ОА изображений использовался модифицированный алгоритм обратных проекций, описанный выше, поскольку ОА отклик филамента регистрировался широкополосным приемником на основе ниобата лития с толстой кварцевой призмой, который вращали вокруг филамента. На Рис. 5 представлено ОА изображение одиночного филамента, построенное по экспериментальным сигналам, а также то, как изменяется изображения филамента при его смещении от оси вращения приемника с помощью микроманипулятора. Положение плазменного канала филамента может быть определено по ОА изображениям с точностью ~ 10 мкм.

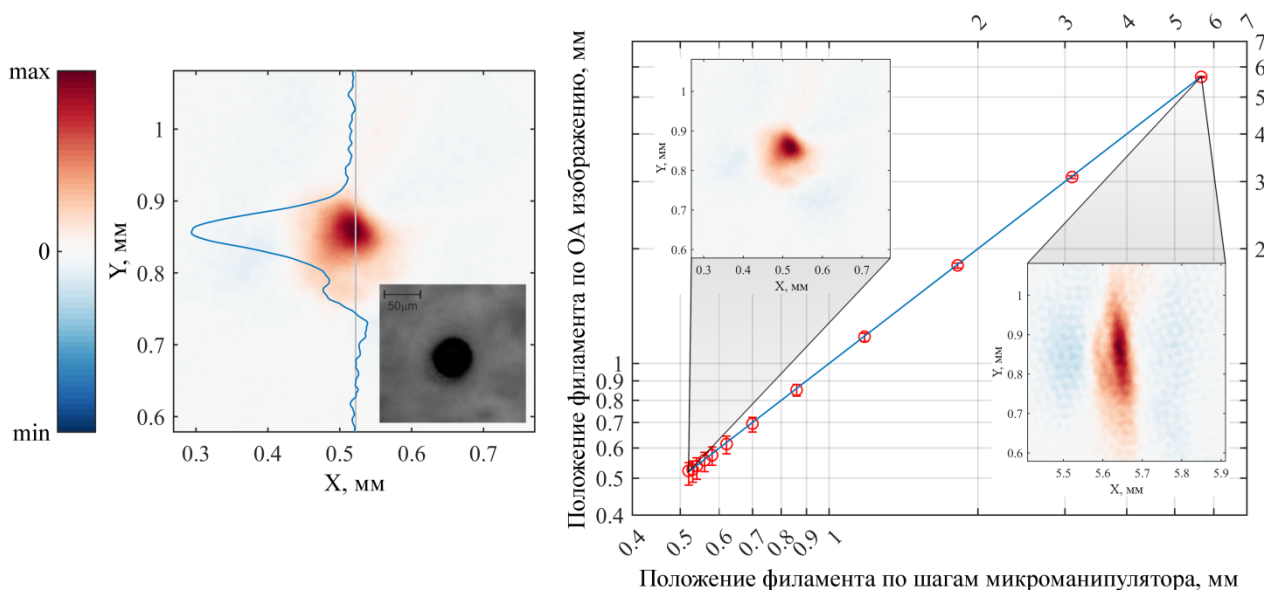


Рис. 5. Слева – ОА изображение филамента, наиболее близкого к оси симметрии кривой регистрации, голубая кривая – сечение изображения через точку с максимальной амплитудой. Вставка показывает изображение, оставленное филаментом на фотобумаге. Справа – зависимость положения филамента, вычисленного по ОА изображению, от реального положения, вычисленного по шагам микроманипулятора. Вставки показывают, как изменяется ОА изображение.

Для определения ширины плазменного канала проведено численное моделирование, позволяющее оценить вклады акустического затухания и усреднения сигнала по поверхности приемника. Для наиболее близкого к оси вращения положения филамента FWHM ОА изображения составила 66 ± 6 мкм, что соответствует FWHM модельного гауссова аксиально-симметричного источника, равной 55 ± 7 мкм. Диаметр филамента, определенный по однократному затемнению фотобумаги, составил 58 ± 6 мкм.

Третья глава посвящена экспериментальной комбинированной ОА и ЛУ томографии и созданной в рамках диссертации экспериментальной установки.

В §3.2 описан новый многофункциональный автоматизированный программно-аппаратный комплекс для широкого класса исследований в области ОА и ЛУ томографии, работающий в режиме реального времени и оснащенный системой 3D позиционирования (см. Рис. 6).

Излучение Nd:YAG лазера с модуляцией добротности ($\lambda = 1064$ нм, частота следования импульсов – до 20 Гц, энергия в импульсе – до 50 мДж, длительность импульса – ~ 10 нс) по оптическому волокну (диаметр сердцевины – 1 мм) поступает непосредственно на исследуемый объект (в ОА режиме) или на плоский ОА генератор, расположенный в приемной антенне (в ЛУ режиме).

В ОА режиме сгенерированные в объекте акустические импульсы проходят через цилиндрическую акустическую фокусирующую линзу из

плексигласа и регистрируются плоской решеткой из 16 пьезоэлектрических приемных элементов из ПВДФ с полосой приема 1.6–9 МГц, благодаря которой достигается высокое продольное (по глубине) разрешение: $\Delta x \approx 0.1$ мм. Акустическая линза обеспечивает формирование плоскости изображения толщиной $\Delta y \approx 0.4$ мм в фокусе. Поперечное разрешение $\Delta z \approx 1.1$ мм ограничено шириной приемного элемента антенны в направлении оси z .

В ЛУ режиме зондирующий ультразвуковой импульс от ОА генератора проходит через акустическую линзу, отражается и рассеивается на искомым акустических неоднородностях исследуемого объекта и, пройдя обратно через линзу, регистрируется решеткой приемных элементов.

Работа в режиме реального времени достигается благодаря скоростной 32-канальной системе сбора и обработки экспериментальных данных на основе реконфигурируемой архитектуры NI FlexRIO, обеспечивающей оцифровку аналоговых сигналов с антенны, запоминание, усреднение и передачу цифровых сигналов по скоростной линии связи в персональный компьютер, на котором производится построение изображений. Система может использоваться с лазерами, имеющими частоту повторения импульсов до 1 кГц.

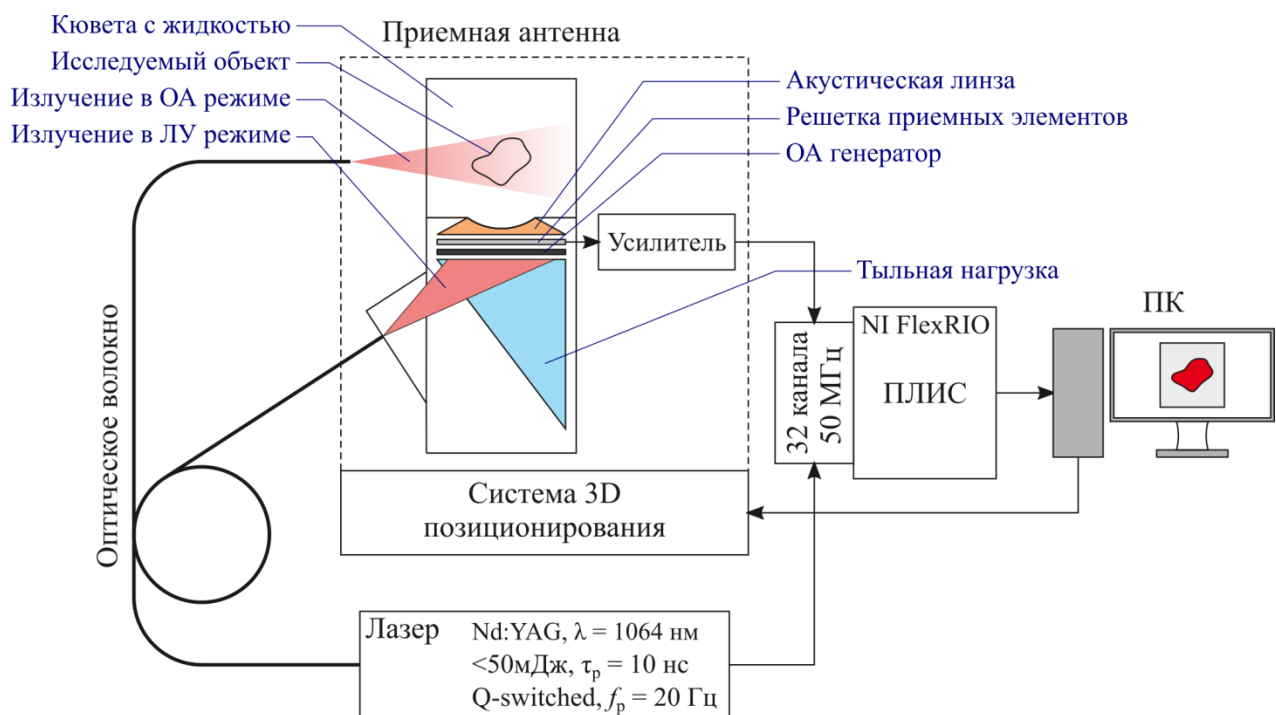


Рис. 6. Схема многоканальной системы для комбинированной ОА и ЛУ томографии реального времени.

В диссертации возможности установки демонстрируются на задаче диагностики положения иглы в модели кровеносного сосуда методами комбинированной ОА и ЛУ томографии реального времени. Результаты численного моделирования данной задачи представлены в §3.3, а

экспериментальные комбинированные ОА и ЛУ изображения иглы в моделях кровеносных сосудов (см. Рис. 7) – в §3.4.

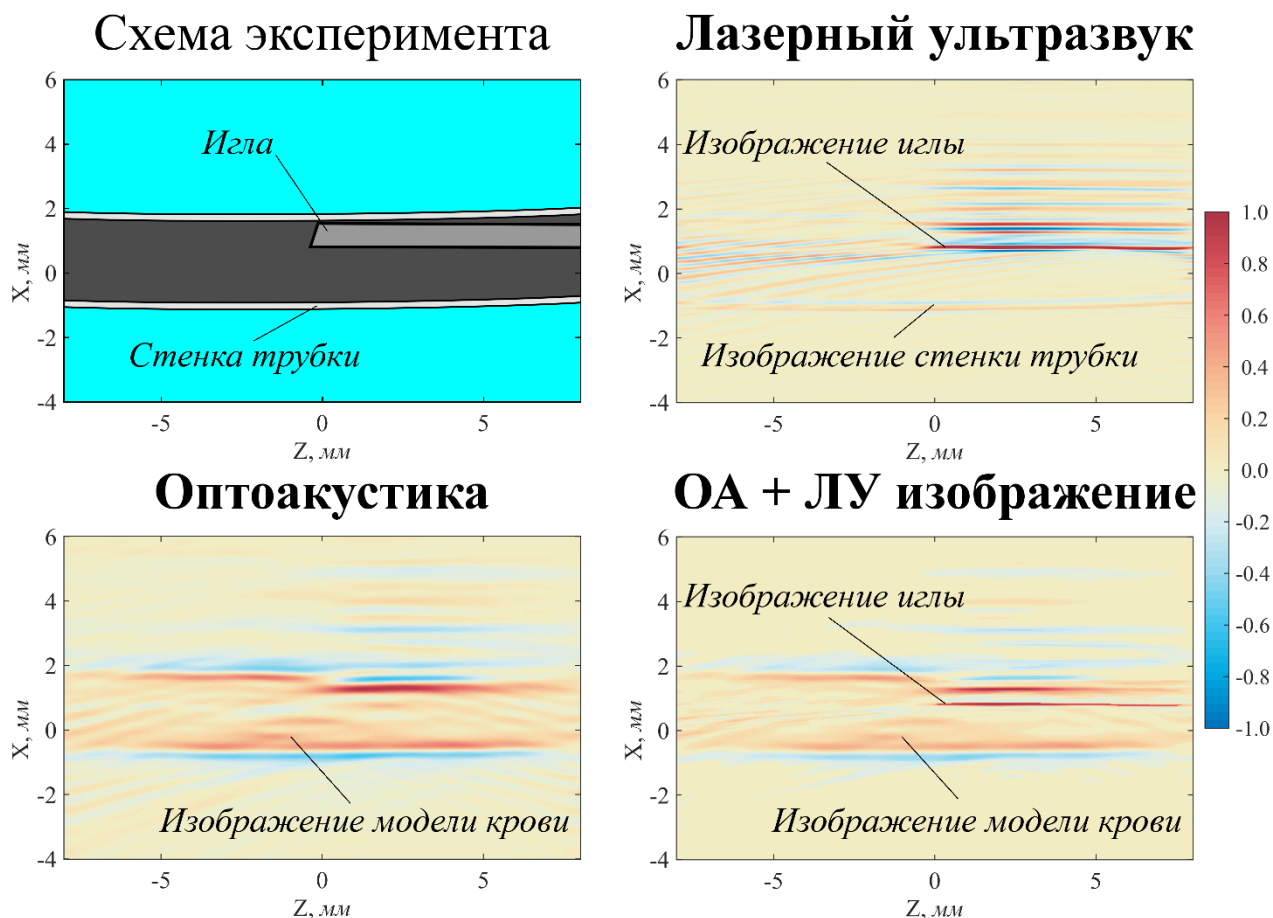


Рис. 7. Схема эксперимента (слева сверху), ЛУ изображение (справа сверху), ОА изображение (слева снизу) и совмещенное ЛУ и ОА изображение (справа снизу) иглы диаметром 0.7 мм внутри термоусадочной трубки диаметром 2.4 мм, наполненной раствором туши 1:60 ($\mu_{\text{eff}} \approx 30 \text{ см}^{-1}$).

На ОА изображениях видны очертания модели сосуда, но трудно различить положение иглы внутри. На ЛУ изображениях отчетливо видны и игла, и стенки полимерной трубки. Комбинированное изображение визуализирует и иглу, и модель сосуда. Важно заметить, что комбинирование ОА и ЛУ изображений возможно благодаря общей приемной системе, позволяющей строить оба изображения в одной системе координат.

Основные результаты

1. Предложена модификация алгоритма обратных проекций для решения обратной задачи ОА томографии при наличии плоской границы раздела сред между источником и приемником.
2. Предложен метод расчета размеров области чувствительности и пространственных разрешений тороидальных многоэлементных антенн, основанный на анализе зависимости функции передачи точки от положения

точечного источника. На основании результатов численного моделирования получены приближенные аналитические выражения для размеров области чувствительности и пространственных разрешений, позволяющие выбрать оптимальную геометрию антенны. Эти выражения справедливы для антенн, содержащих от 16 до 64 приемников, с радиусами кривизны поверхности антенны в диапазоне 30–1000 мм и угловой апертурой в диапазоне от 22° до 135°, с шириной приемного элемента от 0.1 до 2 мм и частотной полосой приема в диапазоне 7–12 МГц.

3. Исследовано пространственное разрешение в задаче диагностики структуры фемтосекундного лазерного филамента в воздухе и в воде методом ОА томографии с широкополосными пьезоэлектрическими приемными элементами. Показано, что пространственное разрешение ОА томографии филамента ограничивается акустическим затуханием в среде и поперечными размерами приемников. Проанализирована зависимость ОА изображения филамента от его положения и геометрических параметров антенны. Предложен и реализован способ определения положения филамента и оценки диаметра плазменного канала.
4. Показано, что точность измерения положения и оценки диаметра плазменного канала филамента в воде может достигать ~10 мкм.
5. Показано, что комбинированная ОА и ЛУ томография позволяет одновременно визуализировать относительное расположение ОА источников и ЛУ рассеивателей и, таким образом, получать более полную информацию об исследуемом объекте, сочетая преимущества обоих методов диагностики.
6. Впервые создан автоматизированный программно-аппаратный комплекс для комбинированной ОА и ЛУ томографии, позволяющий получать 2D изображения с разрешением 0.1×1.1 мм в режиме реального времени. Обеспечивается формирование изображений размером 400×400 пикселей по сигналам до 32 каналов при частоте кадров не менее 10 Гц.
7. Работоспособность установки продемонстрирована на примере комбинированной 2D ОА и ЛУ томографии иглы в модели кровеносного сосуда в режиме реального времени. Доказана принципиальная возможность диагностики медицинской иглы диаметром не менее 0.63 мм в модели кровеносного сосуда с внешним диаметром 1.6 и 2.4 мм с помощью комбинированной ОА и ЛУ томографии. Показано, что игла лучше проявляется на ЛУ изображении, а модель кровеносного сосуда – на ОА изображении. Численное моделирование дало хорошее совпадение с результатами эксперимента.

Список опубликованных работ

Основные результаты, изложенные в диссертации, опубликованы в 9 статьях, которые входят в базы Web of Science, Scopus или RSCI.

- [1] **A.S. Bychkov**, V.P. Zarubin, A.A. Karabutov et al., “On the use of an optoacoustic and laser ultrasonic imaging system for assessing peripheral intravenous access,” *Photoacoustics*, vol. 5, pp. 10–16, 2017. (SNIP = 1.929)
- [2] **A.S. Bychkov**, E.B. Cherepetskaya, A.A. Karabutov, V.A. Makarov, “Toroidal sensor arrays for real-time photoacoustic imaging,” *Journal of Biomedical Optics*, vol. 22, no. 7, p. 076003, 2017. (IF = 2.367)
- [3] D.S. Uryupina, **A.S. Bychkov**, D.V. Pushkarev et al., “Laser optoacoustic diagnostics of femtosecond filaments in air using wideband piezoelectric transducers,” *Laser Physics Letters*, vol. 13, no. 9, p. 095401, 2016. (IF = 2.240)
- [4] **A.S. Bychkov**, E.B. Cherepetskaya, A.A. Karabutov, V.A. Makarov, “Laser optoacoustic tomography for the study of femtosecond laser filaments in air,” *Laser Physics Letters*, vol. 13, no. 8, p. 085401, 2016. (IF = 2.240)
- [5] **Бычков А.С.**, Черепецкая Е.Б., Карабутов А.А., Макаров В.А., «Улучшение пространственного разрешения изображения в оптоакустической томографии с помощью конфокальной антенны,» *Акустический журнал*, том 64, №1, с. 71–77, 2018. (В английской версии журнала: **A.S. Bychkov**, E.B. Cherepetskaya, A.A. Karabutov, V.A. Makarov, “Improvement of Image Spatial Resolution in Optoacoustic Tomography with the Use of a Confocal Array,” *Acoustical Physics*, vol. 64, no. 1, pp. 77–82, 2018.) (IF = 0.782)
- [6] F.V. Potemkin, E.I. Mareev, B.V. Rumiantsev, **A.S. Bychkov**, A.A. Karabutov, E.B. Cherepetskaya, V.A. Makarov, “Two-dimensional photoacoustic imaging of femtosecond filament in water,” *Laser Physics Letters*, vol. 15, no. 7, p. 075403, 2018. (IF = 2.240)
- [7] **A. Bychkov**, V. Simonova, V. Zarubin, E. Cherepetskaya, A. Karabutov, “The Progress in Photoacoustic and Laser Ultrasonic Tomographic Imaging for Biomedicine and Industry: A Review,” *Applied Sciences*, vol. 8, no. 10, p. 1931, 2018. (IF = 1.689)
- [8] A.A. Karabutov, E.B. Cherepetskaya, **A.S. Bychkov**, N.A. Morozov, “Laser-ultrasound imaging for the investigation of heterogeneous media,” in “Durability of Critical Infrastructure, Monitoring and Testing,” *Proceedings of the ICDCF*, Springer Singapore, pp. 166–172, 2017.
- [9] F.V. Potemkin, E.I. Mareev, B.V. Rumiantsev, **A.S. Bychkov**, A.A. Karabutov, E.B. Cherepetskaya, V.A. Makarov, “Semi-analytical modelling of the forward and inverse problems in photoacoustic tomography of a femtosecond laser filament in water accounting for refraction and acoustic attenuation,” *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 1141, p. 012060, 2018.