

**МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИМЕНИ М.В. ЛОМОНОСОВА**

На правах рукописи

Асфандияров Шамиль Альбертович

**Использование двумерных антенных решёток
для ультразвуковой визуализации и физического
воздействия на объекты в неоднородной среде**

Специальность:

1.3.7. Акустика

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание учёной степени
кандидата физико-математических наук

МОСКВА – 2025

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

Научный руководитель: **Сапожников Олег Анатольевич**,
доктор физико-математических наук, доцент

Официальные оппоненты: **Рыбнянец Андрей Николаевич**,
доктор физико-математических наук,
заведующий отделением сегнетопьезоматериалов, приборов
и устройств Научно-исследовательского института физики
Южного федерального университета

Карабутов Александр Алексеевич,
доктор физико-математических наук, доцент,
ведущий научный сотрудник лаборатории лазерного ультразвука
Научного центра волновых исследований Института общей
физики имени А.М. Прохорова Российской академии наук

Мороков Егор Степанович,
кандидат физико-математических наук,
старший научный сотрудник лаборатории акустической
микроскопии Института биохимической физики имени
Н.М. Эмануэля Российской академии наук

Защита диссертации состоится «10» июня 2025 года в 17:00 на заседании диссертационного совета МГУ.013.6 на физическом факультете Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова по адресу: 119991, г. Москва, ГСП-1, Ленинские горы, д. 1, стр. 2, аудитория 4-28.

С диссертацией можно ознакомиться в отделе диссертаций Научной библиотеки Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова (119192, г. Москва, Ломоносовский проспект, д. 27) и в сети Интернет: <https://dissovet.msu.ru/dissertation/3358>

Автореферат разослан «__» апреля 2025 года.

Ученый секретарь
диссертационного совета МГУ.013.6
доктор физико-математических наук, доцент
kosareva@physics.msu.ru

 О.Г. Косарева

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы

Ультразвуковые (УЗ) двумерные антенные решетки используются во многих приложениях ультразвука, особенно в медицине для трехмерной УЗ диагностики и терапии. Помимо медицинских приложений, активно развиваются направления, использующие УЗ антенные решетки в воздухе, например, в качестве узконаправленных громкоговорителей или для задач акустической манипуляции и удержания объектов. Интерес к использованию двумерных антенных решеток обусловлен предоставляемой ими возможностью гибкого управления пространственно-временной структурой излучаемого акустического поля и обработки принимаемого излучения. Подобная гибкость необходима для визуализации неоднородностей сред или физического воздействия на расположенные на пути волны объекты. Например, приложением, где двумерность решётки является принципиальной, является УЗ диагностика головного мозга через интактный череп (транскраниальная диагностика). Неоднородное распределение толщины черепа, скорость звука в котором сильно отличается от скорости звука в мягких тканях, в совокупности с сильным затуханием акустических волн в костях приводит к ослаблению акустической волны и сильным рефракционным эффектам, затрудняющим проведение ультразвуковой визуализации структур мозга. Скомпенсировать влияние рефракции можно с помощью использования двумерной антенной решетки, подавая на ее излучающие элементы сигналы с определенными временными задержками, либо вводя соответствующие задержки при обработке принятых эхо-сигналов. Расчет задержек, вносимых черепом, можно провести с помощью данных о толщинном профиле черепа, полученных методами компьютерной томографии. Такой подход уже нашёл применение в клинической практике для лечения неврологических расстройств высокоинтенсивным фокусированным ультразвуком. Указанный метод является ресурсоемким, он предполагает знание акустических свойств черепа на основе единиц Хаунсфилда и основан на позиционировании, обеспечиваемым нейронавигационными устройствами или магнито-резонансной томографией, что в совокупности снижает точность коррекции аббераций и удорожает процесс лечения. Поэтому более перспективными и удобными с точки зрения развития транскраниального диагностического ультразвука представляются методы, в которых определение формы и толщины черепа и последующее транскраниальное ультразвуковое воздействие на мозг или исследование его структур осуществлялись бы с использованием только аппаратуры УЗИ.

Еще одним важным аспектом, который необходимо учитывать при анализе прохождения ультразвука через череп, является генерация сдвиговых волн в черепной кости. При падении зондирующего излучения на череп под малыми углами сдвиговые волны, которые возникают на границе черепа, дают

незначительный вклад в процесс прохождения ультразвукового поля сквозь череп. Однако в некоторых случаях вклад сдвиговых волн может оказаться заметным и его нужно учитывать. В настоящей работе показано, что при больших углах фокусировки сдвиговые волны начинают играть заметную роль и создают дополнительный (второй) фокус. Исследование указанного эффекта важно для практики, поскольку он может приводить к нежелательным разрушениям здоровых участков мозга в случае УЗ транскраниальной терапии, производимой с помощью широкоапертурных фазированных антенных решеток.

Сдвиговые волны играют важную роль не только при транскраниальном облучении мозга. Они широко используются в современной медицине и для диагностики мягких биотканей, в частности для измерения их сдвиговой упругости. Имеется целый класс методов, основанный на импульсном возбуждении сдвиговых волн в толще биоткани и измерении их скорости тем или иным способом. При этом генерация сдвиговых волн производится локально в области интереса путем толкающего воздействия на биоткань фокусированным ультразвуком. Более экономным в смысле обработки сигналов и необходимых компьютерных мощностей является другой подход, в котором сдвиговые волны возбуждаются на поверхности кожи толкателем вибратора в режиме низочастотного синусоидального возбуждения, а скорость сдвиговых волн на некоторой глубине измеряется доплеровским ультразвуковым методом путем сравнения высокочастотных эхо-сигналов от двух близко расположенных рассеивателей. Этот метод получил название доплеровской эластометрии. Указанные выше преимущества метода, однако, требуют для своей реализации более сложной обработки сигналов, поскольку для корректного представления результатов измерения следует учитывать, что регистрация эхо-сигналов производится в ближней зоне толкателя, где пространственная структура поля сдвиговых деформаций достаточно сложна. В связи с этим актуальным является проведение модельных экспериментов на фантомах мягких биотканей. Для изучения закономерностей формирования поля сдвиговых волн удобно использовать прозрачные фантомы, в которых смещение участков среды может быть изучено оптическими методами. В частности, такое исследование может быть проведено с использованием лазерного виброметра, способного бесконтактно измерять колебания частиц среды под действием сдвиговых волн.

Помимо применения двумерных антенных решеток для задач ультразвуковой диагностики и терапии мягких биотканей двумерные УЗ антенные решетки можно использовать и в газовой среде. Перспективным, в частности, является использование таких многоэлементных излучателей в режиме высоких интенсивностей, когда проявляются нелинейные акустические эффекты. Одним из вошедших в практику устройств, построенных на принципах нелинейной акустики, является параметрический излучатель звука, позволяющий создавать узконаправленные звуковые пучки. Антенные решетки можно также использовать

для левитации и перемещения объектов в воздухе (принцип «акустического пинцета»). Уже разработаны методы для перемещения, удержания в пространстве, а также вращения небольших легких объектов (весом несколько миллиграммов), например, полистироловых шариков или небольших капель жидкости. Однако область применения таких методов крайне ограничена из-за низких уровней звукового давления, создаваемых подобными устройствами. Для создания акустических пинцетов, способных манипулировать частицами весом в доли грамм требуются режимы с гораздо более высокой интенсивностью волны. Такие режимы могут быть достигнуты с использованием промышленных одноэлементных излучателей ультразвука, предназначенных для решения задач пеногашения, которые, однако, не позволяют управлять структурой создаваемого поля. Поэтому разработка мощных фокусирующих ультразвуковых решеток для создания режимов высокой интенсивности является актуальной.

Цель и задачи работы

Целью работы является разработка новых методов ультразвуковой визуализации и физического воздействия на объекты в неоднородных средах с использованием двумерных антенных решеток. В рамках поставленной цели решались следующие **задачи**:

1. Разработать метод ультразвуковой диагностики головного мозга через участки интактного черепа с помощью двумерной антенной решетки, который использует в своей основе только ультразвук, в том числе для определения толщинного профиля черепа, необходимого для компенсации аберраций.
2. Исследовать роль генерации сдвиговых волн в костях черепа применительно к задачам транскраниальной диагностики и терапии.
3. Исследовать возможность применения ультразвукового доплеровского метода для определения упругости скелетных мышц на основе измерения скорости распространения сдвиговых волн.
4. Разработать многоэлементную антенную решетку для создания высокоинтенсивного фокусированного ультразвука в воздухе.

Объект и предмет исследования

Объектом исследования в диссертационной работе являются акустические поля, формируемые двумерными антенными решетками в жидкостях и газах при наличии в среде неоднородностей. Предметом исследования являются приложения двумерных ультразвуковых антенных решеток в задачах визуализации и физического воздействия на объекты в неоднородных средах.

Методология исследования

Исследования, проведенные в диссертации, опираются как на классические, так и на новейшие труды российских и зарубежных ученых, посвященные

проблемам транскраниальной визуализации, эластографии и применения высокоинтенсивного ультразвука в воздухе, а также уточняют и обобщают их.

Для широкополосной характеристики двумерных антенных решеток по измеряемой акустической голограмме использовались аналитические и численные модели, построенные на основе интеграла Рэлея и метода пространственного (углового) спектра. Построение ультразвуковых изображений производилось с использованием методов формирования луча с задержкой и суммированием. Для управления мощными ультразвуковыми преобразователями и диагностическими датчиками использовалась исследовательская ультразвуковая система с открытой архитектурой Verasonics V1, а также генераторы сигналов, усилители мощности и осциллографы. Количественное измерение толщинного профиля фантома черепа было выполнено методом компьютерной томографии в сотрудничестве с Медицинским научно-образовательным центром МГУ имени М. В. Ломоносова.

Измерение акустической мощности излучаемой воздушной антенной решетки основывалось на решении задачи механического силового воздействия акустического пучка на конический отражатель. Моделирование нелинейных аксиально-симметричных фокусированных акустических полей в работе основывалось на измерениях, проведенных с помощью калиброванного измерительного микрофона, и реализовывалось в программном комплексе «HIFU beam» (<https://limu.msu.ru>) для численного решения уравнения Вестервелта. Необходимые модификации кода программного комплекса, анализ получаемых решений для акустических полей и представление результатов осуществлялось автором в среде программирования MATLAB.

Исследование поля сдвиговых волн, создаваемого низкочастотным вибратором, в доплеровском методе эластографии проводилось численно методом конечных элементов с помощью пакета численного моделирования COMSOL Multiphysics, а также экспериментально с помощью метода лазерной виброметрии.

В рамках решения каждой задачи проводились численные расчеты путем создания необходимого алгоритма в среде MATLAB, а также осуществлялась экспериментальная проверка с использованием автоматизированных комплексов под управлением программ в среде LabVIEW. Используемые для каждой задачи материалы приводятся и описываются в соответствующих разделах работы.

Научная новизна

Научная новизна работы заключается в разработке оригинальных методов и получении следующих новых результатов в рамках подготовки диссертационной работы:

1. Разработан новый метод ультразвуковой транскраниальной визуализации структур головного мозга, основанный на акустической профилометрии костей черепа.

2. Исследована роль сдвиговых волн в явлении возникновения вторичного фокуса при фокусировке акустических волн сквозь твердотельный слой.

3. С помощью метода лазерной виброметрии исследована пространственная структура и направленность сдвиговых волновых полей в гелеобразной среде при их возбуждении низкочастотным вибратором на поверхности образцов.

4. Разработана, сконструирована и исследована новая многоэлементная антенная решётка низкочастотного ультразвука со спиральным расположением элементов, с помощью которой достигнуты рекордные уровни акустического давления в фокусе.

5. Предложен и реализован новый голографический метод коррекции волнового фронта ультразвукового поля, излучаемого многоэлементной антенной решеткой мегагерцового диапазона.

Практическая значимость

1. Предложенный метод ультразвуковой транскраниальной визуализации структур головного мозга может быть использован для развития методов диагностики кровотока в сосудах головного мозга.

2. Исследованная роль сдвиговых волн при фокусировке ультразвука через твердотельные слои потенциально расширяет возможности ультразвуковой транскраниальной визуализации.

3. Выявленные закономерности формирования поля сдвиговых волн в ближней зоне толкателя вибратора в рамках ультразвукового доплеровского метода эластометрии мягких биотканей могут найти применение для создания новых компактных персональных устройств для диагностики заболеваний опорно-двигательного аппарата и спортивной медицины.

4. Разработанная 128-элементная антенная решетка для излучения фокусированного высокоинтенсивного ультразвука в воздухе может быть использована в задачах пеногашения, а также в качестве акустического пинцета для манипуляции химическими реагентами или компонентами микроэлектроники. Ударно-волновые режимы с экстремально высокими пиковыми давлениями, достигаемые с использованием разработанной решетки, могут найти различные применения как в ультразвуковых технологиях, так и научных исследованиях взаимодействия интенсивного ультразвука со средой.

5. Разработанный метод фазовой коррекции элементов 256-элементной ультразвуковой терапевтической решетки позволяет создавать акустические поля с предсказуемыми пространственными характеристиками, что играет критическую роль в задачах ультразвуковой терапии.

Положения, выносимые на защиту

1. Используя двумерную ультразвуковую антенную решетку для создания импульсных фокусированных пучков с центральной частотой 2 МГц,

можно реализовать эхо-импульсную толщинометрию черепной кости человека с погрешностью менее 0.5 мм.

2. Двумерная ультразвуковая толщинометрия кости черепа позволяет добиться подавления артефакта сдвига рассеивателей при их транскраниальной эхо-импульсной визуализации.

3. При фокусировке ультразвука через кости черепа в них генерируются не только продольные, но и сдвиговые волны, которые порождают в области за черепом дополнительный ультразвуковой пучок и тем самым формируют дополнительный фокус, амплитуда волны в котором может оказаться сравнимой с амплитудой волны в первичном фокусе, создаваемом посредством возбуждения в черепе продольных волн.

4. В методе эластографии мягких биотканей с использованием возбуждения сдвиговых волн на поверхности кожи колеблющимся толкателем наибольшая амплитуда смещения частиц среды соответствует направлению распространения сдвиговых волн под углами в диапазоне 40–50° относительно оси толкателя.

5. Разработанная 128-элементная антенная решетка для излучения фокусированного ультразвука в воздухе позволяет получить рекордно высокие уровни интенсивности волны в фокусе, в том числе уровни акустического давления, превышающие 175 дБ.

Достоверность и обоснованность результатов, представленных в диссертационной работе, подтверждается проверочными численными и физическими экспериментами, а также соответствием результатов экспериментов априорной информации, теоретическим расчетам и результатам, полученным в работах других авторов.

Публикации

Основные результаты по теме диссертации изложены в 5 печатных изданиях, в том числе в 5 статьях в рецензируемых научных журналах, удовлетворяющих Положению о присуждении учёных степеней в МГУ имени М.В. Ломоносова. Список работ автора приведен в конце автореферата.

Апробация работы

Результаты исследований, представленных в работе, докладывались и обсуждались на следующих профильных российских и международных конференциях: на XXVI, XXX и XXXI Международных научных конференциях студентов, аспирантов и молодых ученых “Ломоносов” (г. Москва, 10–12 апреля 2019 г., 10–21 апреля 2023 г., 15–17 апреля 2024 г.), на XXXII, XXXIII, XXXIV и XXXV Всероссийских школах-семинарах «Волновые явления: физика и применения» имени А.П. Сухорукова (г. Можайск, 6–11 июня 2021 г., 5–10 июня 2022 г., 28 мая–2 июня 2023 г., 27–31 мая 2024 г.), на XVII Всероссийской

школе-семинаре «Волновые явления в неоднородных средах» имени А.П. Сухорукова (г. Можайск, 26–31 мая 2019 г.), на 3-й Всероссийской акустической конференции (г. Санкт-Петербург, 21–25 сентября 2020 г.), на XXXIV, XXXV и XXXVI сессиях Российского акустического общества (г. Москва, 14–24 февраля 2022 г., 13–17 февраля 2023 г., 21–25 октября 2024 г.), на Международном конгрессе по ультразвуку (г. Пекин, Китай, 18–21 сентября 2023 г.), обсуждались на научных семинарах кафедры акустики физического факультета МГУ, а также опубликованы в 11 публикациях в сборниках трудов и тезисов конференций.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (проекты № 19-72-00086 и 22-22-00751), Фонда содействия инновациям (проект № 15275ГУ/2020), НОШ МГУ «Фотонные и квантовые технологии. Цифровая медицина» (проект №23-Ш06-02), Фондом развития теоретической физики и математики «БАЗИС» (Стипендия № 19-2-6-217-1 (категория «Студент» 2019-2020 г.), Стипендия для поступающих № 20-2-10-20-1 (категория «Аспирант» 2020-2024 г.)), Фондом поддержки молодых ученых имени Геннадия Комиссарова (Проект №80201, 2023 г.) и Американским акустическим обществом (ASA International Student Grant, 2022 г.).

Личный вклад автора

Все изложенные в диссертационной работе оригинальные результаты получены автором лично либо при его определяющем участии. Предлагаемые задачи и полученные результаты обсуждались совместно с научным руководителем. Автором лично продумывалась и планировалась подавляющая часть описанных в работе экспериментов, выполняемых далее либо самостоятельно, либо совместно с сотрудниками лаборатории. Лично автором написано большинство программных кодов для автоматизации и обработки результатов экспериментов. Автором была проведена значительная работа над текстом статей, а также представление их в редакции журналов и переписка с редакторами и рецензентами. Окончательная подготовка к публикации полученных результатов проводилась совместно с соавторами, а представление их в редакцию журналов и переписка с редакторами и рецензентами для большинства статей осуществлялась автором самостоятельно. Вклад автора в научных трудах [A1–A3, A5] составлял от 1 до 1/2; в научном труде [A4] до 1/3.

Структура и объем диссертации

Диссертация состоит из введения, трех оригинальных глав, заключения и библиографии. Каждая глава включает в себя краткое введение в рамках поставленной задачи, оригинальную часть и выводы. Работа содержит 134 страницы, включает 60 рисунков и 127 библиографических ссылок.

Содержание диссертации

Во **Введении** к диссертационной работе обосновывается актуальность, новизна и практическая значимость исследуемой проблемы, приводится краткий обзор литературы, сформулированы цели и задачи работы, а также описывается ее краткое содержание по главам.

В **главе 1** рассматриваются вопросы ультразвуковой (УЗ) визуализации головного мозга через интактный череп. Неоднородное распределение толщины черепа, скорость звука в котором сильно отличается от скорости звука в мягких тканях, в совокупности с сильным затуханием акустических волн в костях приводит к ослаблению акустической волны и сильным рефракционным эффектам, которые затрудняют проведение УЗ диагностики головного мозга. Скомпенсировать влияние рефракционных эффектов при визуализации через толстые кости черепа можно с помощью двумерной антенной решётки (Рис. 1), подавая на элементы решетки сигналы с определенной фазовой задержкой. Расчет фазовых задержек, вносимых черепом, можно провести с помощью данных о толщинном профиле черепа, полученных методами компьютерной томографии. Однако наиболее перспективными с точки зрения развития транскраниального диагностического ультразвука представляются методы, в которых определение толщинного профиля черепа и последующее построение изображений структур, находящихся за ним, осуществлялись бы только с использованием аппаратуры УЗИ.

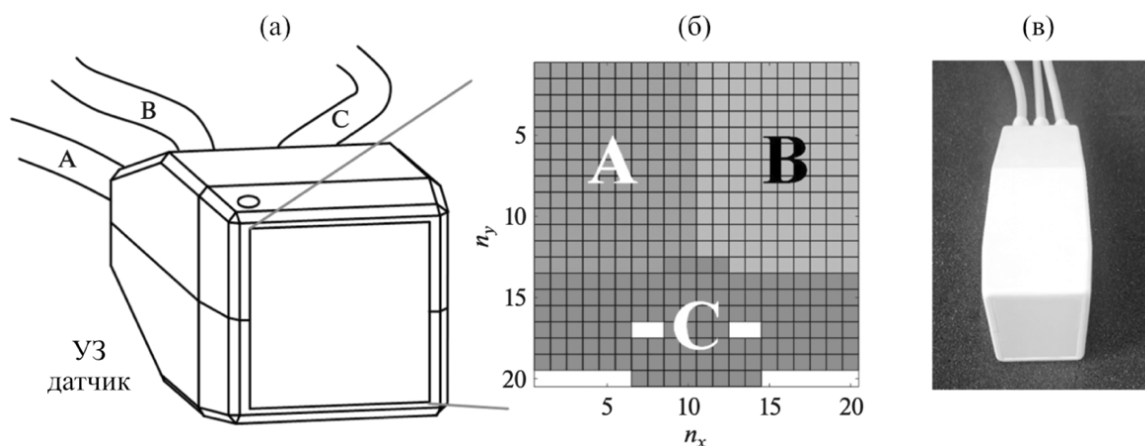


Рис. 1. Двумерный УЗ датчик (а, в). Размер рабочей области 30×30 мм. Схема расположения 384 пьезоэлектрических элементов на лицевой поверхности датчика, разделенных на три сектора А, В и С по 128 каналов (б).

В §1.1 предложено два метода оценки толщинного профиля черепа с помощью ультразвуковой двумерной антенной решетки: с помощью поэлементного сканирования в А-режиме и ультразвуковой визуализации с помощью метода формирования луча с задержкой и суммированием при фокусированном характере зондирующего пучка. Предметом экспериментального исследования являлся фантом черепа (Рис. 2), изготовленный из смеси эпоксидной смолы и порошка Al_2O_3 с массовой долей 30%. Фантомы из такого рода материалов часто

используются в исследованиях по изучению распространения ультразвука в костях черепа. Фантом представлял собой квадратную пластину размером 110×110 мм. Одна из сторон пластины была гладкой и плоской. Противоположная сторона была рельефной, при этом толщина пластины изменялась в типичном для черепа человека диапазоне от 2 до 9 мм. Приведено подробное описание метода изготовления реалистичных фантомов черепа на основе смеси эпоксидной смолы и порошка Al_2O_3 .

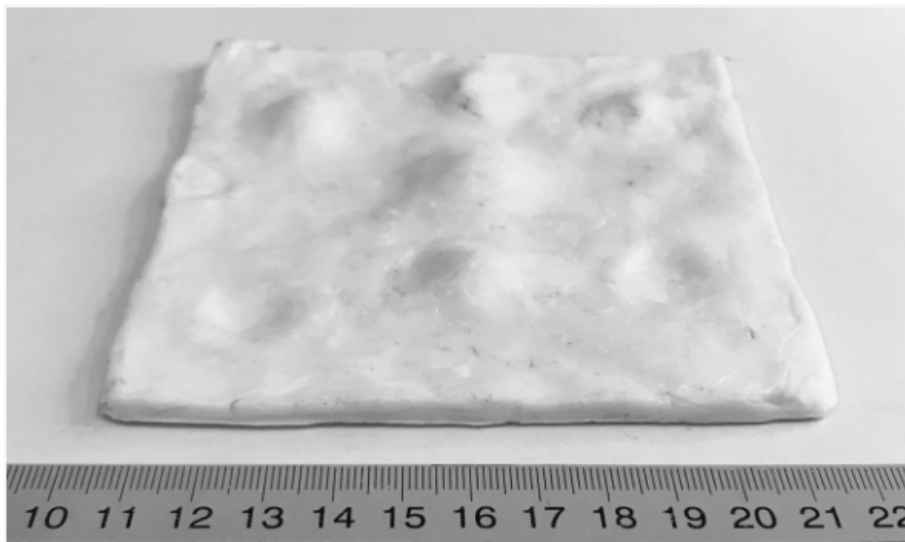


Рис. 2. Фотография исследуемого фантома черепа, изготовленного из смеси эпоксидной смолы и порошка Al_2O_3 с акустическими свойствами близкими к реальным костям черепа.

Первым методом УЗ оценки толщинного профиля фантома черепа являлся метод оценки толщинного профиля с помощью поэлементного сканирования в А-режиме заключался в поочередном излучении каждым элементом решетки короткого ультразвукового импульса длительностью 2 мкс и гармоническим заполнением на частоте 2.1 МГц с последующим приемом отраженных импульсов. По разности задержек импульсов, отраженных от границ фантома черепа, определялась толщина фантома черепа напротив каждого элемента решетки. Измерения показали, что два импульса можно было различить не во всех случаях, в частности, когда толщина фантома меньше разрешающей способности используемых импульсов, или когда импульсы, отражаясь от криволинейной поверхности черепа под углом, не возвращались на элемент, излучивший импульс. Поэтому результаты проведенной толщинометрии этим методом оказались менее точными.

Вторым методом УЗ оценки толщинного профиля фантома черепа являлась УЗ визуализация с помощью метода формирования луча с задержкой и суммированием при фокусированном характере зондирующего пучка. В ходе такой оценки на элементы решетки подавались импульсы с определенными временными задержками, позволяющими электронным образом фокусировать излучаемый УЗ пучок в заданную точку пространства. Фокусировка пучка производилась последовательно в точки поверхности фантома черепа, которые располагались в

узлах квадратной сетки размером 10×10 точек с шагом сетки 3 мм, т.е. в 100 точках, расположенных в квадратной области размером 30×30 мм. Такой выбор шага сетки был обусловлен поперечными размерами фокального пятна, $d \approx 3$ мм по уровню 0.15 от максимума, создаваемого двумерной антенной решеткой при электронной фокусировке на расстоянии 80 мм. Отраженные от фантома сигналы принимались всеми элементами решетки и использовались для построения распределения яркости УЗ изображения вдоль луча методом формирования луча с задержкой и суммированием. Такой подход позволил получить более высокое пространственное разрешение и оценить толщинный профиль фантома черепа с высокой точностью. На Рис. 3 цветом представлены толщинные профили исследуемой части фантома черепа, полученные с помощью компьютерной томографии (а) и с помощью УЗ визуализации методом формирования луча с задержкой и суммированием при фокусированном характере зондирующего пучка (б). Толщинные профили близки друг к другу как по своей структуре, так и по значениям толщины пластины.

Результаты УЗ толщинометрии с помощью метода формирования луча с задержкой и суммированием при фокусированном характере зондирующего пучка приведены на Рис. 3. На толщинных профилях (Рис. 3а, б) штриховой линией показана прямая, вдоль которой построен одномерный толщинный профиль (Рис. 3в); точками показан профиль, измеренный ультразвуковым методом, сплошной линией – методом компьютерной томографии.

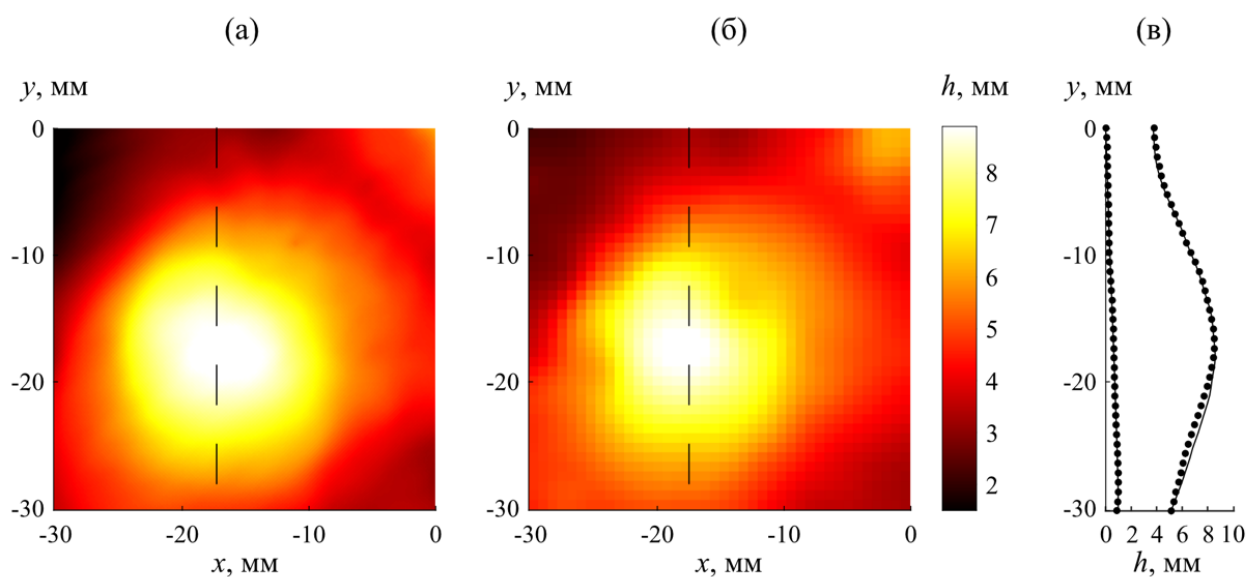


Рис. 3. Измеренные толщинные профили $h(x, y)$ фантома черепа с помощью метода КТ (а) и УЗ метода формирования луча с задержкой и суммированием (б) при фокусированном характере зондирующего пучка. На профилях (а) и (б) штриховой линией показана прямая $x = -18$ мм, вдоль которой построен одномерный толщинный профиль $h(x = -18 \text{ мм}, y)$ (в); точками показан профиль, измеренный УЗ методом, сплошной линией – методом КТ.

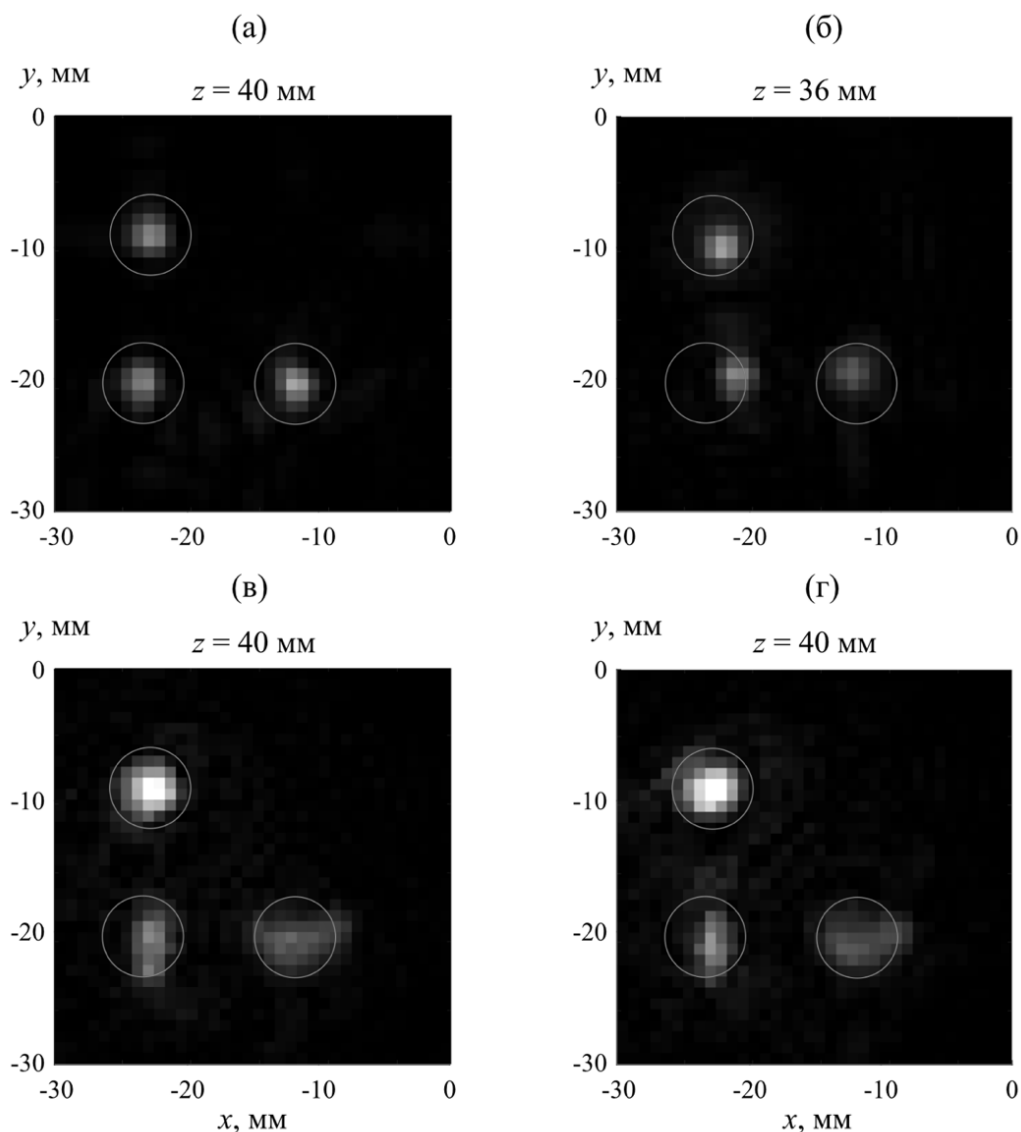


Рис. 4. УЗ изображения сферических рассеивателей диаметром 4 мм. Фактическое положение рассеивателей для наглядности и удобства сравнения результатов визуализации показано окружностями на всех результатах визуализации. (а) – Эталонное изображение рассеивателей, полученное в отсутствие фантома черепа, (б) – изображение рассеивателей, полученное без коррекции aberrаций, в присутствии фантома черепа, (в) – изображение, полученное с использованием компенсации aberrаций на прием, (г) – изображение, полученное с использованием компенсаций aberrаций и на прием, и на излучение.

В §1.2 рассмотрен метод ультразвуковой визуализации сферических рассеивателей, находящихся за фантомом черепа. Метод состоит из двух типов компенсации aberrаций: на излучение и прием. Компенсация aberrаций на излучение заключается в формировании двумерной решеткой излучаемого волнового профиля, который после прохождения участка черепа напротив апертуры решетки становится квазиплоским. Компенсация aberrаций на прием основана на модернизированном методе формирования луча с задержкой и суммированием, который учитывает неоднородность в виде кости черепа с отличной от мягких тканей скоростью звука. Представлены результаты ультразвуковой визуализации трех сферических рассеивателей, расположенных за фантомом черепа, предложенным методом (Рис. 4). На Рис. 4б показано УЗ изображение

рассеивателей, расположенных за фантомом черепа, полученное без компенсации аберраций. Изображение искажено, координаты рассеивателей определяются неверно. Алгоритмы компенсации аберраций позволили корректно определить пространственное положение рассеивателей (Рис. 4в, г), однако очертания рассеивателей оказались более размытыми по сравнению с результатами визуализации в отсутствии фантома черепа (Рис. 4а).

Выводы к главе 1 сформулированы в §1.3.

В главе 2 рассмотрена роль сдвиговых волн в транскраниальной диагностике и диагностике мягких тканей.

В §2.1 представлены особенности учета сдвиговых волн при прохождении ультразвука через твердотельный слой. Рассмотрены особенности прохождения плоской ультразвуковой волны через упругий твердотельный слой. Приведены математические выкладки, позволяющие определить коэффициент прохождения коротких ультразвуковых импульсов через твердотельный слой в виде продольных и сдвиговых волн. Рассмотрен способ измерения скорости и поглощения сдвиговых волн в твердотельном слое, основанный на методе замещения. Приведены результаты измерений частотных зависимостей фазовой скорости и поглощения сдвиговых и продольных волн для исследуемого образца, изготовленного из материала, имитирующего кости черепа человека. На Рис. 5 представлены результаты измерения коэффициента прохождения плоских продольных и сдвиговых волн через твердотельный слой, а также теоретический расчет коэффициентов прохождения с учетом поглощения.

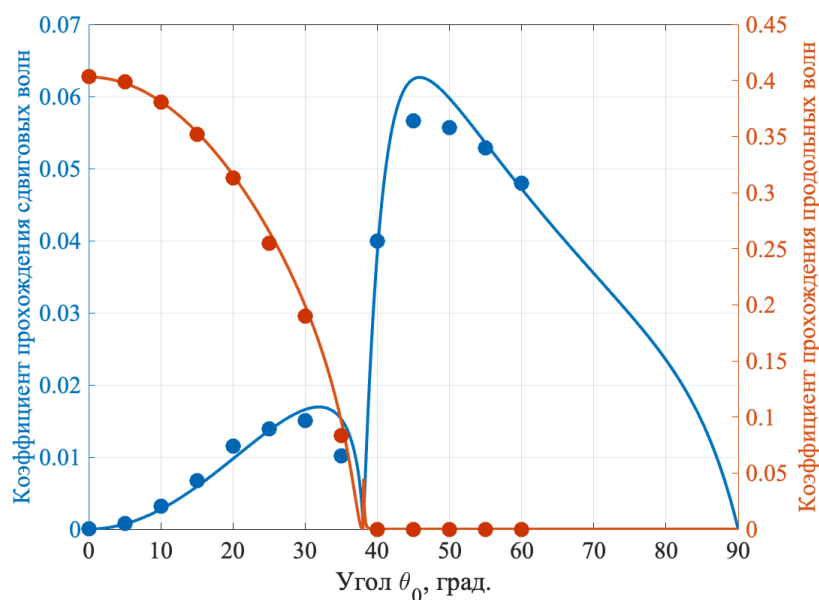


Рис. 5. Зависимость от угла коэффициента прохождения в совокупности с поглощением для продольных и сдвиговых волн. На графике две независимые оси ординат: оранжевая ось соответствует значениям коэффициента прохождения продольных волн, синяя – сдвиговых волн. Оранжевыми кружками показаны экспериментально измеренные значения коэффициента прохождения продольных волн. Синими кружками – значения коэффициента прохождения сдвиговых волн. Синяя сплошная линия – теоретически рассчитанная зависимость коэффициента прохождения поперечных волн с учетом поглощения, оранжевая сплошная – продольных волн.

Рассмотрена модельная задача, в которой фокусирующая волна, распространяющаяся в жидкости, проходит через толстый плоскопараллельный упругий слой. Для описания акустического пучка использовано точное решение уравнения Гельмгольца в виде фокусирующего квазигaussianского пучка. Использован метод углового спектра, который позволил для каждой компоненты пространственного спектра волнового поля использовать классическое точное решение для коэффициента прохождения волны, наклонно падающей на плоскопараллельный упругий слой. На Рис. 6 представлены результаты расчета поля акустического давления на оси фокусирующего преобразователя за твердотельным слоем, обусловленного продольными и сдвиговыми волнами, возбужденными в твердотельном слое. Оранжевым показаны кривые, соответствующие продольным волнам, синим – сдвиговым. Результаты получены в безразмерном виде при нормировке на поле в отсутствии слоя и для разных углов фокусировки. Показано, что при малых углах фокусировки процесс прохождения через слой обусловлен в основном продольными волнами. С ростом угла схождения волнового фронта фокусирующего пучка сдвиговые волны начинают играть заметную роль и создают дополнительный фокус. В отсутствие поглощения в твердотельном слое амплитуда в фокусе, обусловленном сдвиговыми волнами, может превысить амплитуду в фокусе, обусловленном продольными волнами.

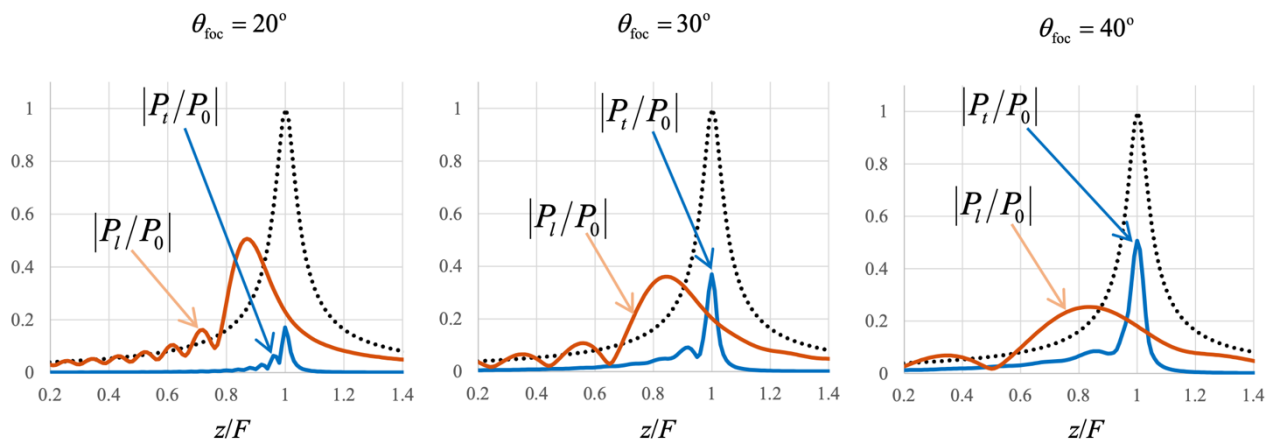


Рис. 6. Зависимость амплитуды акустического давления, обусловленного продольными (оранжевый) и сдвиговыми (синий) волнами в твердотельном слое, на оси излучателя от безразмерного расстояния z/F для разных углов фокусировки θ_{foc} , при отношении толщины слоя к фокусному расстоянию $H/F = 0.1$ и коэффициенте усиления $K_{\text{foc}} = 30$. Материал слоя имеет акустические параметры кости черепа. Пунктирная линия описывает амплитуду волны при отсутствии твердотельного слоя.

Сдвиговые волны играют важную роль не только в транскраниальной терапии и диагностике головного мозга, но и в диагностике мягких тканей. В §2.2 рассматриваются особенности применения сдвиговых волн для измерения упругости скелетных мышц ультразвуковым доплеровским методом. Метод основан на измерении фазовой скорости сдвиговых волн, возбуждаемых низкочастотным излучателем (вибратором) на поверхности кожи на частотах 150–250 Гц (Рис. 7). Измерение фазовой скорости сдвиговой волны производится с

помощью ультразвуковых зондирующих импульсов, излучаемых одноэлементным пьезопреобразователем, расположенном на поверхности кожи, и распространяющихся в мягкой ткани. Отражаясь от рассеивателей в мягкой ткани, ультразвуковые зондирующие импульсы приобретают доплеровское смещение частоты, которое содержит в себе информацию о фазе колебаний рассеивателей под действием сдвиговой волны. Доплеровский метод позволяет получить распределение фазы низкочастотных сдвиговых колебаний в мягкой ткани и определить фазовую скорость сдвиговой волны c_t . Представлены результаты применения метода для измерения упругости фантомов мягкой ткани, на небольшой глубине (2–4 см) от поверхности фантомов. Погрешность измерений сдвигового модуля оказалась высокой, в связи с чем возникла необходимость в более подробном исследовании структуры ближнего поля низкочастотного излучателя сдвиговых волн, а также подборе модели, описывающей поведение сдвиговых волн в используемых фантомах.

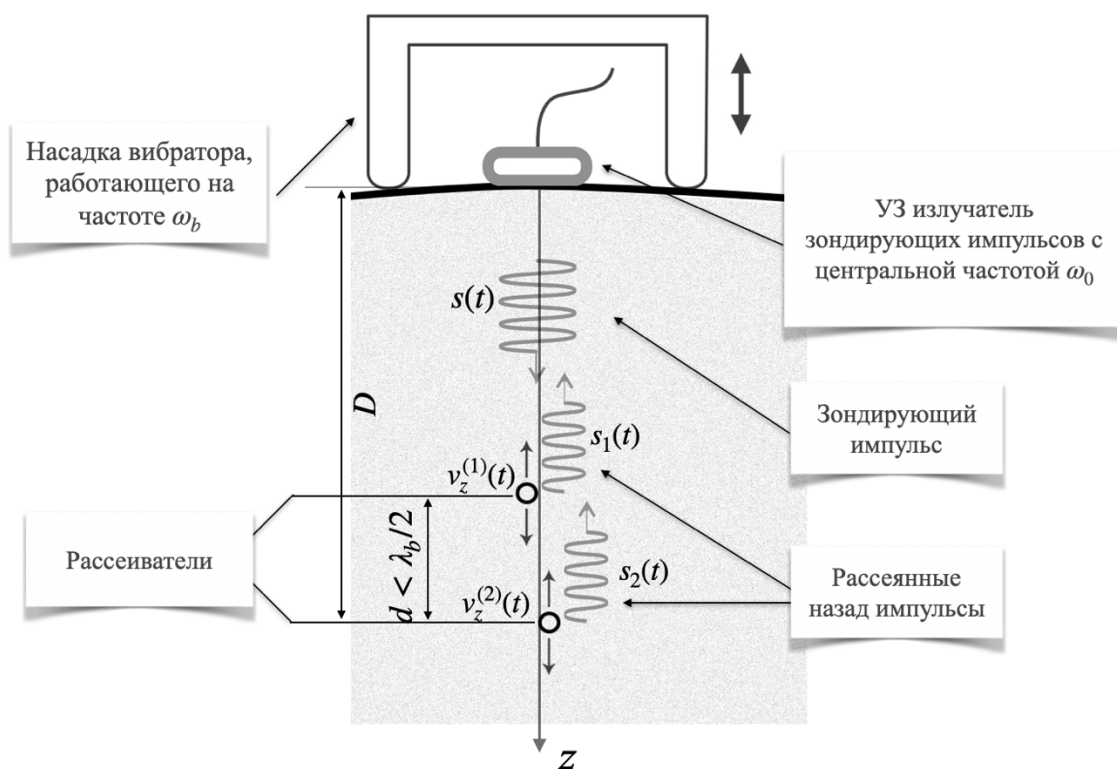


Рис. 7. Схема измерения упругости мягких тканей ультразвуковым доплеровским методом.

В §2.3 приведены результаты измерения лазерным виброметром амплитуды и фазы колебательной скорости сдвиговых волн, возбуждаемых низкочастотным излучателем в виде узкого прямоугольного бруска в фантоме мягкой ткани. Измерялись колебания 26 пластинок из алюминиевой фольги, отражающих лазерный луч и расположенных внутри оптически прозрачного фантома вдоль отрезка длиной 84.5 мм на расстоянии 20 мм от источника (Рис. 8). Исследования проводились в непрерывном и импульсном режимах работы низкочастотного

излучателя. В непрерывном режиме были измерены угловые распределения амплитуды и фазы сдвиговых волн на дискретных частотах от 59 до 500 Гц. В импульсном режиме вибратор возбуждал в среде импульс длительностью 1.5 периода частоты 300 Гц.

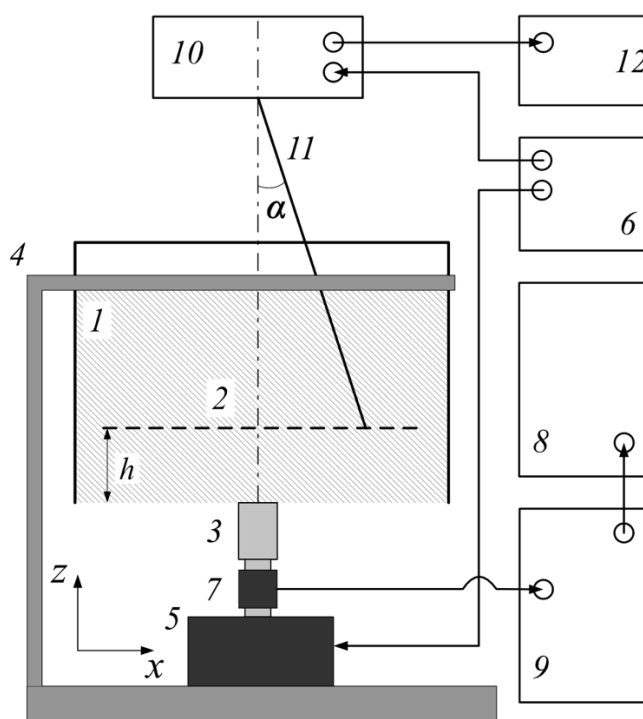


Рис. 8. Схема экспериментальной установки для измерения амплитуды и фазы колебательной скорости сдвиговых волн, возбуждаемых низкочастотным излучателем 1 – желатиновый фантом, 2 – отражающие пластинки, 3 – низкочастотный излучатель, 4 – держатель, 5 – вибратор, 6 – генератор сигналов, 7 – акселерометр, 8 – осциллограф, 9 – усилитель заряда, 10 – лазерный виброметр, 11 – луч лазера, 12 – компьютер.

Амплитуды и фазы сдвиговых волн вычислялись путем быстрого преобразования Фурье временного профиля скорости колебаний пластинок длительностью 50 мс. Угловые распределения амплитуды (Рис. 9), измеренные в импульсном и непрерывном режимах, качественно совпадали. На всех частотах распределения оказались симметричными по отношению к вертикальной оси. Максимум амплитуды колебаний наблюдался при углах, близких к $\pm 45^\circ$. Скорость сдвиговых волн, рассчитанная по измеренным фазовым распределениям, возрастала от 2 до 2.5 м/с при изменении частоты от 50 до 500 Гц. Было показано, что такое поведение скорости хорошо описывается релаксационной моделью среды с одним временем релаксации, равным 0.3 мс. Затухание сдвиговой волны зависело от частоты и превышало 1 см^{-1} для волн с частотами более 250 Гц. Максимум затухания на длину волны наблюдался вблизи частоты релаксации среды в диапазоне 300–400 Гц.

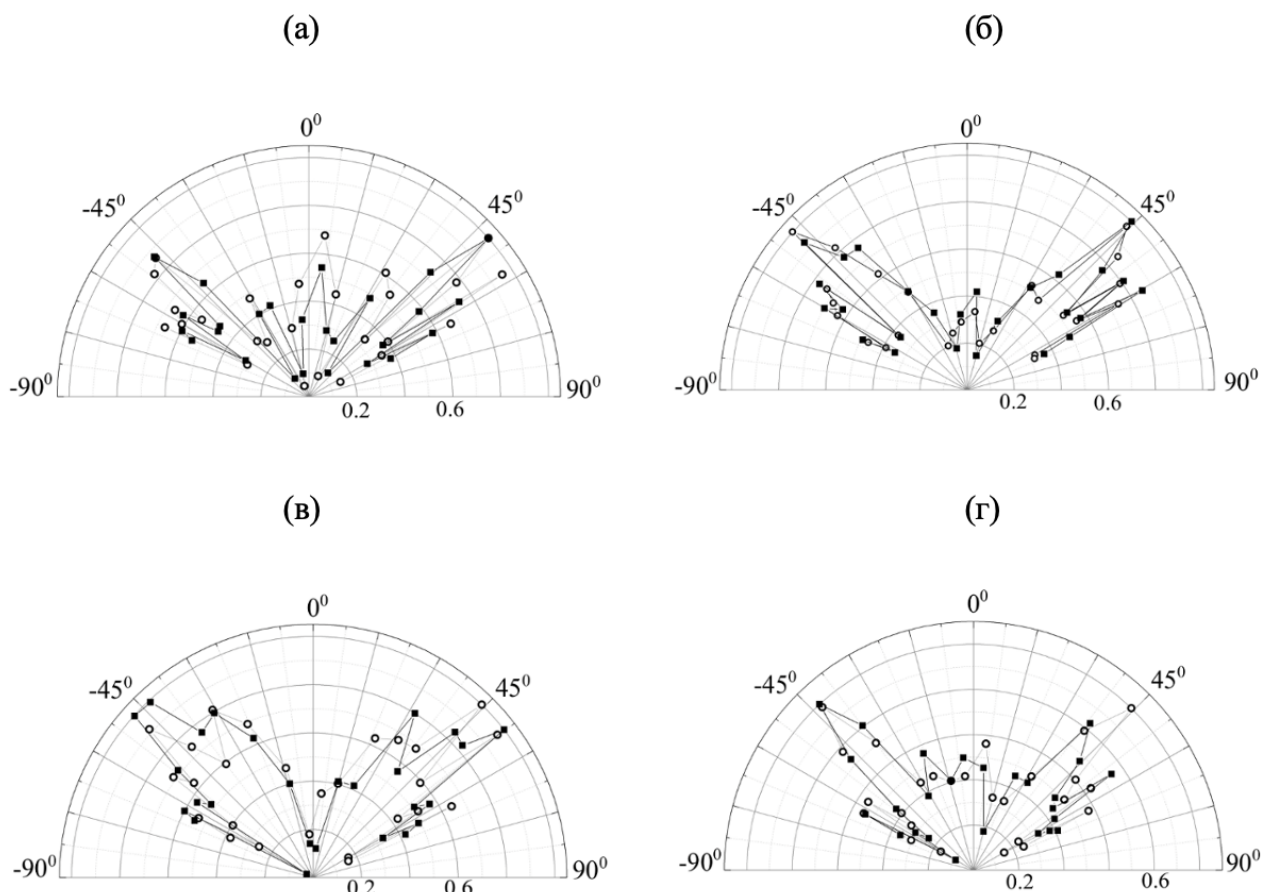


Рис. 9. Распределения нормированной амплитуды скорости колебаний пластин от угла θ для непрерывного (кружки) и импульсного (квадраты) режимов излучения, измеренные на частотах 150, 200, 250, 300 Гц (а - г).

Выводы к главе 2 сформулированы в §2.4.

В главе 3 представлены результаты разработки 128-элементной антенной решетки для создания фокусированного высокоинтенсивного ультразвука в воздухе, а также метод фазировки многоэлементных решеток с использованием акустической голографии.

В §3.1 представлена и исследована 128-элементная антенная решетка со спиральным расположением элементов на сферической чаше (Рис. 10), предназначенная для излучения фокусированного ультразвука в воздухе в низкочастотном ультразвуковом диапазоне (на рабочей частоте 35.5 кГц).

Элементы решетки были установлены в прозрачной акриловой сферической чаше диаметром 500 мм и радиусом кривизны 500 мм. Элементами фокусирующей решетки служили 128 пьезоэлектрических преобразователей УП-3-01 (ООО «Аэрофон», Волгоград, Россия) с центральной частотой излучения 35.5 кГц. Длина акустической волны в воздухе на центральной частоте составляет 9.7 мм. С целью подавления паразитных дифракционных максимумов индивидуальные преобразователи были расположены вдоль восьми плотных спиралей, предложенных ранее при конструировании HIFU-решеток для терапевтических

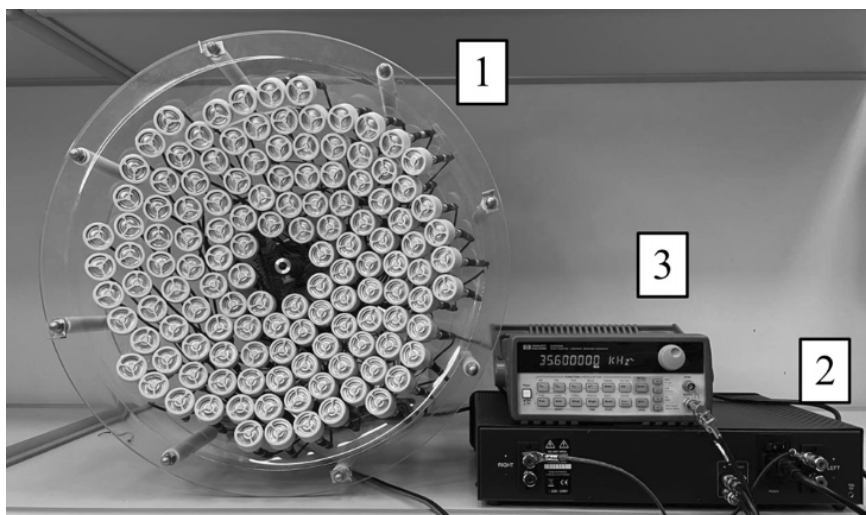


Рис. 10. Фотография изготовленной 128-элементной фокусирующей решетки и сопутствующего оборудования. 1 – решетка, 2 – бытовой усилитель мощности Atoll AM 200, 3 – генератор сигналов Agilent 33120A.

применений мегагерцового ультразвука. Крепление преобразователей на сферической чаше осуществлялось с помощью специальных держателей в виде трубок с внешней резьбой, вкрученных в посадочные резьбовые отверстия на акриловой чаше. Внутри трубок были расположены электрические провода, питающие пьезоэлементы. Резьба держателей позволяла путем их вкручивания или выкручивания регулировать положение элементов относительно сферической чаши. Для обеспечения эффективной фокусировки элементы излучающей антенной решетки были взаимно сфазированы, чтобы акустические сигналы, излученные отдельными элементами, интерферировали в точке фокуса конструктивно, т.е. имели одинаковую фазу. Все элементы решетки были электрически связаны с использованием параллельного соединения. Для этого идущий от источника электрической мощности двухжильный кабель разветвлялся на 128 кабелей длиной 500 мм, которые подключались к пьезоэлементам посредством TS разъемов со штыревым контактом диаметром 3.5 мм. Решетка, тем самым, представляла собой совокупную электрическую нагрузку для источника мощности. Для согласования электрической нагрузки решетки с выходным сопротивлением усилителя электрической мощности применялось согласующее устройство, изготовленное с использованием подобранных нужным образом реактивных элементов (индуктивности L и емкости C). В качестве источника управляющих сигналов, подаваемых на вход усилителя мощности, использовался лабораторный генератор сигналов 33120A (Agilent Technologies, США).

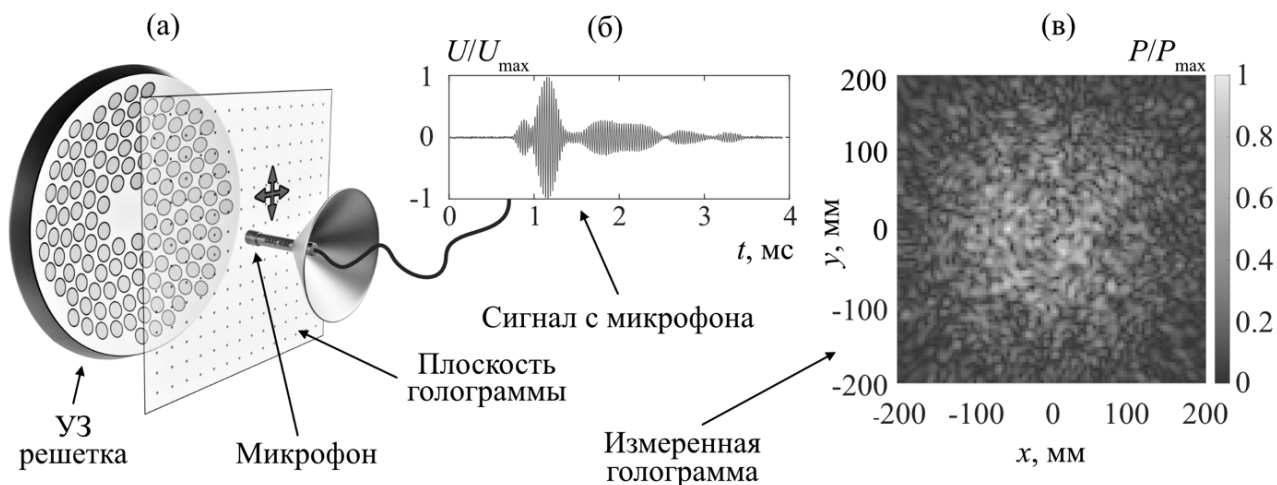


Рис. 11. (а) – Схема проведения измерений с помощью микрофона, перемещающегося вдоль плоскости голограммы перед излучающей антенной решеткой на расстоянии 240 мм от ее центра. (б) – Типичный временной профиль электрического сигнала на микрофоне в одной из точек голограммы при импульсном возбуждении антенной решетки. (в) – Распределение амплитуды акустического давления вдоль поверхности голограммы, измеренное на рабочей частоте решетки 35.5 кГц.

Определение акустических характеристик разработанной решетки осуществлялось с помощью метода импульсной акустической голографии. Голографические измерения проводились на экспериментальном стенде, схематическое изображение которого представлено на Рис. 11а. Исследуемая решетка устанавливалась неподвижно на штативе. Напротив решетки устанавливался калиброванный конденсаторный микрофон 46BE (GRAS, Denmark). Микрофон в процессе измерений перемещался с помощью автоматизированной системы позиционирования, позволяющей проводить пространственное трехмерное сканирование с точностью до 6 мкм. Голограмма УЗ поля записывалась путем регистрации сигнала микрофона (типичный вид в одной из точек голограммы показан на Рис. 11б) в узлах плоской квадратной сетки с шагом 4 мм (Рис. 11а), перпендикулярной оси симметрии излучателя. Распределение амплитуды акустического давления вдоль поверхности голограммы, измеренное на рабочей частоте решетки 35.5 кГц, представлено на Рис. 11в. Плоскость голограммы (плоскость сканирования) была перпендикулярна оси решетки и располагалась от ее центра на расстоянии 240 мм, примерно равном половине фокусного расстояния. Количество узлов сетки выбиралось равным 101×101 , то есть размер участка сканирования составлял 400×400 мм, что позволяло полностью охватить геометрические размеры пучка.

Используя найденные таким образом монохроматические голограммы, с помощью интеграла Рэлея осуществлялся расчет обратного распространения волны к излучателю и находилось распределение нормальной компоненты колебательной скорости в точках (x, y, z) сферической поверхности, на которой располагались элементы решетки: $V(x, y, z, \omega) = A_v(x, y, z, \omega)e^{i\varphi_v(x, y, z, \omega)}$, где A_v и φ_v – соответствующие амплитуда и фаза нормальной компоненты колебательной скорости. Рассчитанные из измеренной голограммы распределения амплитуды A_v и

фазы φ_v колебательной скорости на сферической поверхности решетки представлены на Рис. 12 для рабочей частоты решетки 35.5 кГц и близкой к ней частоты 36 кГц. Полученные картины отчетливо показывают расположенные вдоль спиралей элементы антенной решетки. Из распределения амплитуды видно, что часть элементов решетки колеблется с малой относительно большинства элементов решетки амплитудой, однако большая часть, около 70% элементов, работает оптимально. По распределению фазы виден результат проведенной фазировки элементов: большинство элементов излучает в фазе. Малая амплитуда неэффективных элементов связана с отличием резонансной частоты этих элементов от выбранной рабочей частоты решетки. На Рис. 12 представлено аналогичное амплитудное распределение A_v на частоте 36 кГц, из которого видно, что все элементы излучают более однородно, но менее эффективно. Фазовое распределение φ_v на частоте 36 кГц иллюстрирует, что на этой частоте фазировка элементов уже не является оптимальной.

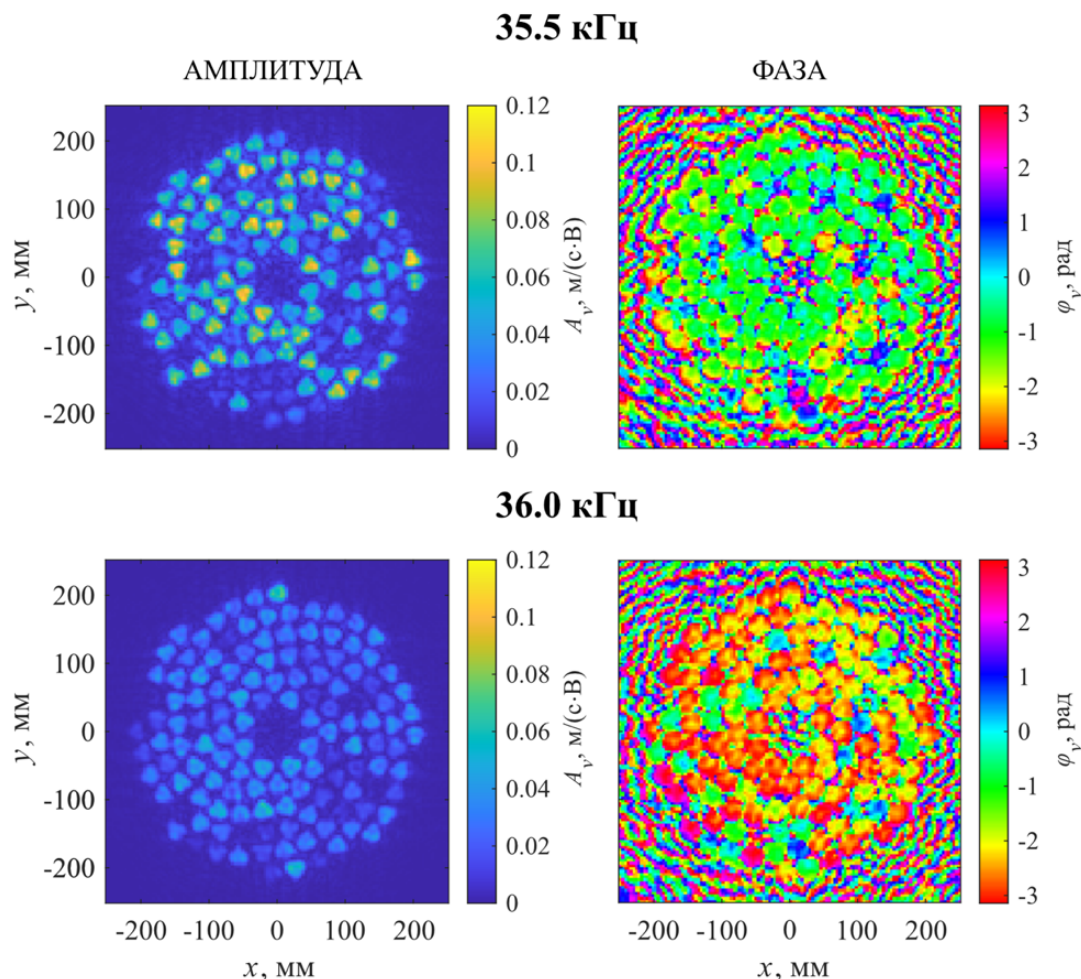


Рис. 12. Распределения амплитуды A_v и фазы φ_v нормальной компоненты колебательной скорости на поверхности решетки на рабочей частоте 35.5 кГц.

Согласно проведенным измерениям, эффективность электроакустического преобразования разработанной решетки составила 10 – 13%. Правильность рассчитываемых из микрофонных измерений величин акустического поля и

излучаемой акустической мощности была проверена независимым методом, основанном на измерении акустической радиационной силы, действующей на рефлектор конической формы.

Важным результатом явилась экспериментальная реализация режима фокусировки, при котором форма ультразвуковых волн сильно искажена из-за акустической нелинейности. Определение формы ультразвуковых волн в фокусе при больших уровнях электрического возбуждения элементов решетки с помощью микрофона не представлялось возможным из-за ограниченного динамического диапазона микрофона, поэтому определение профиля давления в фокусе решетки было проведено с помощью численного моделирования и экспериментального измерения гидрофоном, используемым в качестве микрофона. Численное моделирование производилось в программном комплексе «HIFU beam» (<https://limu.msu.ru>), который позволяет моделировать нелинейные аксиально-симметричные фокусированные акустические поля на основе уравнения Вестервельта. Для экспериментального измерения профиля акустического давления использовался гидрофон HGL-0200 (Onda, Великобритания). Результаты численного моделирования профиля акустической волны в фокусе, содержащего ударные участки, представлены на Рис. 13а, а результаты измерения гидрофоном на Рис. 13б. Пиковое значение акустического давления, полученное при моделировании, основанном на экспериментально заданном граничном условии, достигало уровня 176 дБ.

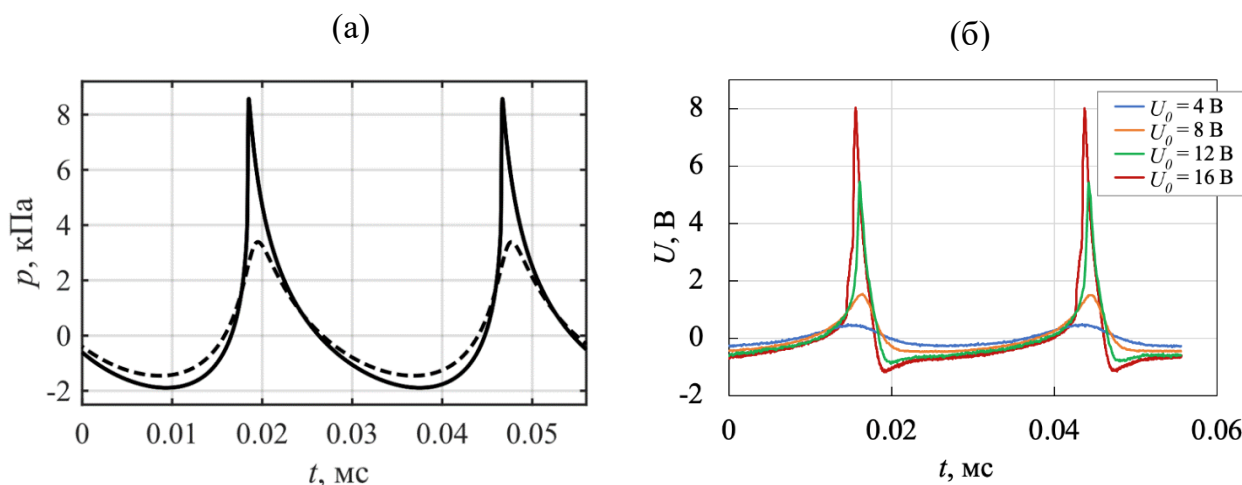


Рис. 13. (а) – Профили акустической волны в фокусе, полученные с помощью численного моделирования с использованием комплекса «HIFU beam» при амплитуде напряжения на излучателе 7 В (штриховая линия) и 10 В (сплошная линия). (б) – Профили акустической волны в фокусе, измеренные с помощью гидрофона HGL-0200 (Onda, Великобритания) в воздухе при напряжениях U_0 на излучателе: 4, 8, 12 и 16 В.

В §3.2 приведены особенности фазовой коррекции многоэлементных решеток методом акустической голографии, которая позволяет получать поля с предсказуемой структурой, что особенно важно в медицинских и промышленных приложениях высокоинтенсивного фокусированного ультразвука. В параграфе рассматривается 256-элементная фокусированная пьезокомпозитная решетка

(Imasonic, Франция) диаметром 200 мм, фокусным расстоянием 150 мм и центральной частотой 1.2 МГц. Особенностью решетки является нерегулярный характер расположения элементов, имеющих форму многоугольников равной площади и прилегающих друг другу с минимальным зазором (Рис. 14а).

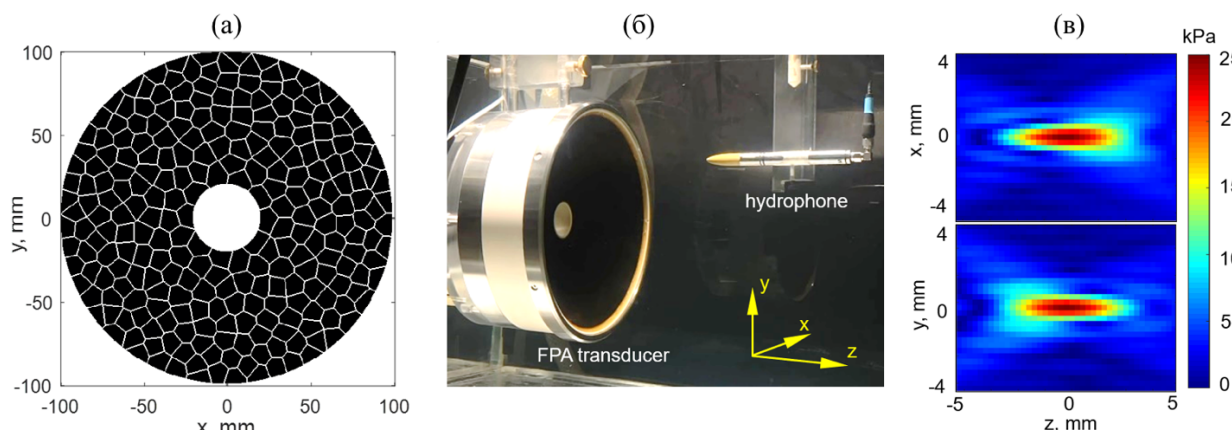


Рис. 14. Излучатель с мозаичным расположением 256 элементов (FPA). (а) – Схема расположения элементов на поверхности преобразователя. (б) – Фотография излучателя в резервуаре с водой в процессе измерений поля гидрофоном HGL-0200. (в) – Измеренные уровни амплитуды акустического давления в фокальной области для горизонтального XZ (сверху) и вертикального YZ (снизу) сечений с шагом 0.25 мм при синфазном возбуждении управляющей электроники с входным уровнем 3.6 В.

Такие излучатели, называемые абсолютно плотными или мозаичными решетками, обладают пониженным уровнем боковых лепестков по сравнению с регулярными решетками, составленными из периодически расположенных одинаковых элементов. Помимо этого, решетки с плотным заполнением позволяют достигать больших уровней акустического давления при одинаковой интенсивности на поверхности элементов за счет полезного использования практически всей площади поверхности излучателя. Сканирование акустического поля гидрофоном в фокальной области при синфазном режиме генерации показало, что форма фокального пятна имеет асимметричный вид и отличается от теоретически ожидаемой для данного излучателя (Рис. 14в). Этот факт и послужил причиной для выполнения исследования.

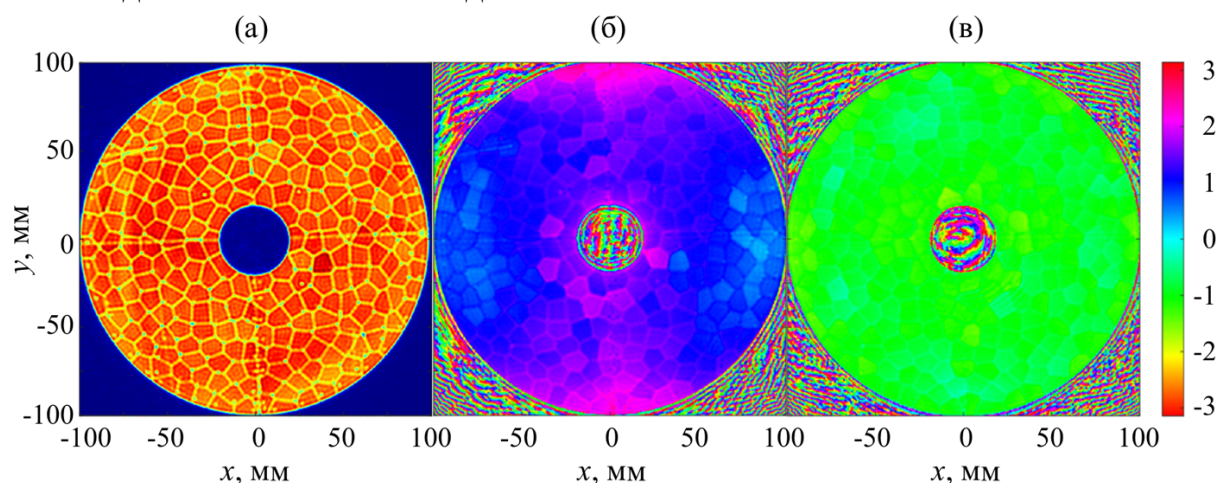


Рис. 15. Голографическая реконструкция амплитудного (а) и фазового распределения нормальной компоненты колебательной скорости по сферической поверхности преобразователя до проведения компенсации фазовых отклонений (б) и после компенсации (в).

С помощью метода акустической голографии было получено распределение амплитуды (Рис. 15а) и фазы (б) на поверхности многоэлементной решетки. Неоднородное фазовое распределение акустического давления при одновременной подаче электрических импульсов на элементы решетки, представленное на Рис. 15б, демонстрирует асферичность поверхности, которая приводит к асимметричному искажению формы фокального пятна (Рис. 16а, б) и уменьшению пикового значения амплитуды акустического давления в фокусе (Рис. 16д, е). Возможность подачи на элементы решетки электрических сигналов с разными фазовыми задержками позволяет провести компенсацию фазовых отклонений. Благодаря полученному с помощью голографии фазовому распределению можно рассчитать необходимые фазовые задержки для каждого элемента решетки. Фазовое распределение акустического давления на поверхности многоэлементной решетки после проведения компенсации фазовых отклонений показано на Рис. 15в. Проведенная фазовая коррекция позволила получить симметричное фокальное пятно (Рис. 16в, г) с более высоким пиковым значением акустического давления в фокусе (Рис. 16д, е).

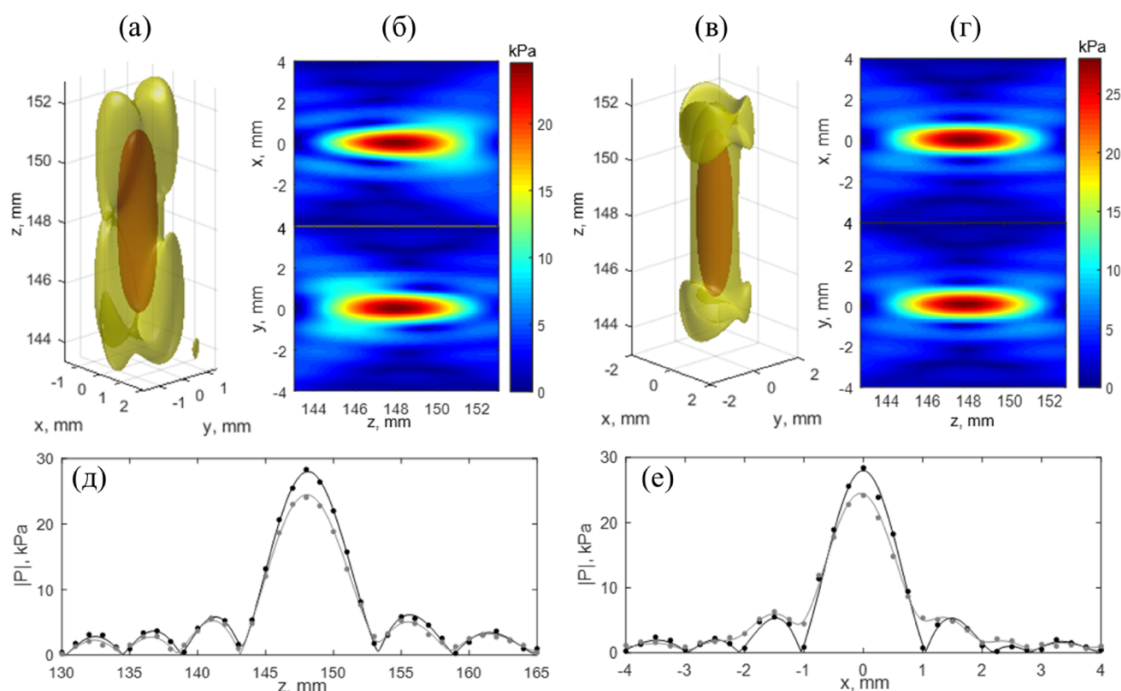


Рис. 16. Структура акустического поля в фокальной области, рассчитанная из голограмм, при синфазном режиме генерации управляющей системы (а, б) и после введения фазовой коррекции (в, г). (а, в) – Изоповерхности акустического давления по уровням -6 дБ (красный) и -12 дБ (желтый) относительно абсолютного фокального максимума для каждого случая. (б, г) – Горизонтальные (вверху) и вертикальные (внизу) сечения фокальной области. (д, е) – Осевое и поперечное (z и x соответственно) распределения амплитуды акустического давления для исходных синфазных сигналов (серая линия) и скорректированных сигналов (черная линия), восстановленных по голограммам. Точками показаны результаты независимых измерений гидрофоном.

Выводы к главе 3 сформулированы в §3.3.

В **Заключении** сформулированы основные результаты и выводы диссертационной работы. В конце рукописи приведены благодарности, публикации автора и список литературы.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

1. Разработан метод ультразвуковой транскраниальной визуализации структур головного мозга, основанный на ультразвуковой профилометрии костей черепа. Разработанный метод ультразвуковой профилометрии позволяет восстановить толщинный профиль черепа с относительной погрешностью менее 5%, а также позволяет проводить компенсацию аббераций, необходимую для транскраниальной ультразвуковой диагностики.

2. Исследована роль сдвиговых волн в транскраниальной диагностике и диагностике мягких тканей. Показано, что ростом угла схождения волнового фронта фокусированного пучка сдвиговые волны начинают играть заметную роль и создают дополнительный фокус, амплитуда в котором может оказаться сравнимой с амплитудой в фокусе, обусловленном продольными волнами в слое.

3. Исследована возможность применения доплеровского ультразвукового метода для измерения упругости скелетных мышц, залегающих на небольшой глубине (2 – 4 см) от поверхности кожи, с помощью сдвиговых волн. С помощью метода лазерной виброметрии исследованы закономерности формирования поля сдвиговых волн в ближней зоне вибратора в рамках ультразвукового доплеровского метода эластометрии мягких биотканей.

4. Разработана и исследована 128-элементная антенная решетка со спиральным расположением элементов на сферической чаше, предназначенная для излучения высокоинтенсивного фокусированного ультразвука в воздухе в низкочастотном ультразвуковом диапазоне (на рабочей частоте 35.5 кГц). Решетка позволяет получать в фокусе волновые профили, содержащие ударные участки, и экстремально высокие уровни акустического давления (более 175 дБ). Разработан метод фазовой коррекции многоэлементных решеток с целью создания акустических полей с предсказуемыми пространственными характеристиками.

ПУБЛИКАЦИИ АВТОРА ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Публикации в рецензируемых научных журналах, удовлетворяющих Положению о присуждении учёных степеней в МГУ имени М.В. Ломоносова:

- A1. **Асфандияров Ш.А.**, Крит Т.Б., Андреев В.Г. *Ультразвуковой доплеровский метод для измерения упругости скелетных мышц* // Известия Российской академии наук. Серия физическая. 2021. Т. 85, № 6. С. 823–828. **IF = 0,749 (РИНЦ)**. Общий объем статьи = 0.625 п.л., личный вклад = 0.5 п.л.

Переводная версия: **Asfandiyarov S.A.**, Krit T.B., Andreev V.G. *Doppler ultrasonic technique for measuring the skeletal muscle elasticity* // Bulletin of the Russian Academy of Sciences: Physics. 2021. V. 85, No. 6. P. 637–641. **SJR = 0,21 (Scopus)**. Общий объем статьи = 0.625 п.л., личный вклад = 0.5 п.л.

- A2. **Асфандияров Ш.А.**, Росницкий П.Б., Цысарь С.А., Юлдашев П.В., Хохлова В.А., Синицин В.Е., Мершина Е.А., Сапожников О.А. *Оценка толщинного профиля фантома черепа человека ультразвуковыми методами с использованием двумерной антенной решетки* // Акустический журнал. 2023. Т. 69, № 1. С. 84–91. **IF = 1,846 (РИНЦ)**. Общий объем статьи = 0.875 п.л., личный вклад = 0.7 п.л.

Переводная версия: **Asfandiyarov S.A.**, Rosnitskiy P.B., Tsysar S.A., Yuldashev P.V., Khokhlova V.A., Sinitsyn V.E., Merzhina E.A., Sapozhnikov O.A. *Estimation of the thickness profile of a human skull phantom by ultrasound methods using a two-dimensional array* // Acoustical Physics. 2023. V. 69, No. 1. P. 112–118. **JIF = 0,9 (WoS)**. Общий объем статьи = 0.875 п.л., личный вклад = 0.7 п.л.

- A3. **Асфандияров Ш.А.**, Агафонов А.А., Коробов А.И., Андреев В.Г. *Лазерная виброметрия сдвиговых волн в слое гелеобразной среды* // Акустический журнал. 2023. Т. 69, № 6. С. 792–799. **IF = 1,846 (РИНЦ)**. Общий объем статьи = 0.875 п.л., личный вклад = 0.7 п.л.

Переводная версия: **Asfandiyarov S.A.**, Agafonov A.A., Korobov A.I., Andreev V.G. *Laser vibrometry of shear waves in a layer of a gel-like medium* // Acoustical Physics. 2023. V. 69, No. 6. P. 907–913. **JIF = 0,9 (WoS)**. Общий объем статьи = 0.875 п.л., личный вклад = 0.7 п.л.

- A4. Tsysar S.A., Rosnitskiy P.B., **Asfandiyarov S.A.**, Petrosyan S.A., Khokhlova V.A., Sapozhnikov O.A. *Phase correction of the channels of a fully populated randomized multielement therapeutic array using the acoustic holography method* // Acoustical Physics. 2024. V. 70, No. 1. P. 82–89. **JIF = 0,9 (WoS)**. Общий объем статьи = 0.8125 п.л., личный вклад = 0.1625 п.л.

- A5. **Асфандияров Ш.А.**, Цысарь С.А., Сапожников О.А. *Многоэлементный излучатель низкочастотного ультразвука для создания фокусированных акустических пучков высокой интенсивности в воздухе* // Акустический журнал. 2024. Т. 70, № 4. С. 622–635. **IF = 1,846 (РИНЦ)**. Общий объем статьи = 1.375 п.л., личный вклад = 1.1 п.л.

Переводная версия: **Asfandiyarov S.A.**, Tsysar S.A., Sapozhnikov O.A. *A multielement low-frequency ultrasonic transducer as a source of high-intensity focused ultrasound in air* // Acoustical Physics. 2024. Vol. 70, No. 4. P. 759–768. **JIF = 0,9 (WoS)**. Общий объем статьи = 1.375 п.л., личный вклад = 1.1 п.л.