

На правах рукописи



Леонов Денис Владимирович

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ПОВЫШЕНИЯ КАЧЕСТВА УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ В МЕДИЦИНЕ

Специальность 2.2.12.

Приборы, системы и изделия медицинского назначения

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание учёной степени
доктора технических наук

Москва 2025

**Работа
выполнена:** в государственном бюджетном учреждении здравоохранения города Москвы «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий департамента здравоохранения города Москвы» (ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»), г. Москва

**Научный
консультант:** доктор физико-математических наук, главный научный сотрудник ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»
Яковлева Татьяна Викторовна

**Официальные
оппоненты:** доктор физико-математических наук, доцент кафедры акустики, ФГБОУ ВО «Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова» (МГУ), г. Москва
Хохлова Вера Александровна

доктор физико-математических наук, директор института биомедицинской инженерии ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский технологический университет «МИСИС» (НИТУ «МИСиС»), г. Москва
Сенатов Федор Святославович

доктор технических наук, профессор кафедры «Автоматика и телемаханика», ФГБОУ ВО «Пензенский государственный университет» (ФГБОУ ВО «ПГУ»), г. Пенза
Мясникова Нина Владимировна

**Ведущая
организация:** федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Тамбовский государственный технический университет» (ФГБОУ ВО «ТГТУ»), г. Тамбов

Защита состоится «13» февраля 2026 г. в 12 часов на заседании диссертационного совета 24.2.375.03 в ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет имени В.Ф. Уткина» по адресу: 390005, г. Рязань, ул. Гагарина, д. 59/1.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет» и на сайте университета: <http://www.rsreu.ru>.

Автореферат разослан «___» _____ 2025 г.

Учёный секретарь
диссертационного совета
доктор технических наук, доцент



Г.В. Овечкин

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы исследования. Ультразвуковая медицинская визуализация продолжает стремительно развиваться: совершенствуются прежние и появляются новые диагностические инструменты, получающие воплощение в режимах работы сканера. Вместе с тем присутствует ряд факторов, ограничивающих её применение. Так, современные ультразвуковые медицинские системы подвержены возникновению аббераций, ухудшающих разрешающую способность, они недостаточно эффективны при построении карты кровотока и не способны оценить размеры рассеивателей, формирующих ультразвуковое изображение, если они меньше разрешающей способности устройства. В настоящее время, в связи с повышением интереса к ультразвуковой диагностике, многие ученые стремятся перешагнуть через указанные преграды и разработать инновационные или усовершенствовать прежде известные алгоритмы, методы и подходы, чтобы улучшить качество ультразвуковой диагностики. Благодаря стремительному развитию и миниатюризации элементной компонентной базы, а также повышению вычислительных возможностей, ультразвуковые сканеры становятся все более надежными и доступными. При этом наблюдается рост числа публикаций по разработке алгоритмов ультразвуковой визуализации, созданию новых моделей сканеров для медицинских и исследовательских целей, которые обладают прежде недостижимыми характеристиками качества визуализации.

Значительное распространение ультразвуковой диагностики связано с прогрессом в нескольких областях. А именно, с расширением аппаратных возможностей, обеспечивающихся наличием большого количества разнообразных портативных моделей. Также, с программными возможностями, которые сейчас включают не только традиционное серошкальное отображение анатомических структур, но и многие другие режимы, подходящие для исследования кровотока, сжимаемости тканей и пр., причем делают это в реальном масштабе времени. Нельзя не упомянуть появление специализированных датчиков, расширяющих области применения и позволяющих выполнять лапароскопические исследования во время операции, транспищеводные исследования сердца, транскраниальные исследования сосудов мозга и т.д. И, конечно, немаловажную роль в распространении ультразвуковой диагностики сыграло то, что ультразвуковое излучение в диагностических режимах не несет вреда для врача и для пациента.

Тем не менее, возможности ультразвуковой диагностики ограничены в ряде задач, связанных с исследованием кровотока на фоне шумов и артефактов, исследованием мозга через кости черепа, с диагностикой стеатоза и иных заболеваний, требующих представления о размере рассеивателей, формирующих ультразвуковое изображение.

Помимо совершенствования алгоритмов и аппаратуры, важно также научить медицинский персонал в полной мере использовать возможности техники. Эта задача решается с помощью учебных фантомов, которые представляют собой упрощенную физическую модель конкретного органа, в необходимой мере воспроизводящую акустические характеристики составляющих его

тканей. Лидирующие позиции в разработке, производстве и продаже фантомов занимает относительно небольшое количество фирм: CIRS, CAE, Sun Nuclear, Kyoto Kagaku, True Phantom. Представленный ими ассортимент и характеристики отдельных моделей не всегда устраивают потребителей, поэтому публикуется большое количество работ, в которых описаны новые методы изготовления фантомов.

В связи с вышеуказанным, актуальной является разработка методов и подходов, направленных на повышение диагностической информативности ультразвуковых данных. Это целесообразно совершать как за счет развития режимов визуализации, так и за счет создания обучающих моделей для врачей ультразвуковой диагностики, чтобы помочь им наиболее эффективно использовать весь спектр возможностей современного ультразвукового медицинского диагностического устройства.

Опираясь на уже достигнутые в этой области основополагающие результаты отечественных и зарубежных ученых, таких как Осипов Л.В., Хохлова В.А., Сапожников О.А., Демин И.Ю., Громов А.И., Свет В.Д., Финк М., Жоу Ж., Йенсен Д.А., Николов С.И., Юу А., Перейра В., Торп Х. и др., определены проблемы, сдерживающие развитие ультразвуковой медицинской диагностики. К числу этих проблем относятся:

- а) недостаточная достоверность моделей органов и тканей человека, используемых для наладки оборудования, разработки и отладки алгоритмов, обучения специалистов и систем искусственного интеллекта в ультразвуковой диагностике;
- б) недостаточная эффективность методов решения задач из области цифровой обработки сигналов, применяемых для фокусировки ультразвуковых полей в неоднородных средах, классификации сигналов доплеровского тракта, классификации тканей по размеру структурных элементов.

Совершенствование и разработка новых методов и средств обработки и анализа сигналов, а также технологических процессов создания моделей для повышения достоверности ультразвуковой медицинской диагностики являются актуальными задачами и соответствуют направлению Стратегии научно-технологического развития РФ: «Переход к персонализированной медицине, высокотехнологичному здравоохранению и технологиям здоровьесбережения». Указанные причины обусловили актуальность темы исследования.

Целью работы является разработка методов и средств, основанных на математической коррекции информативных свойств эхо-сигналов, а также технологии создания фантомов, повышающих качество ультразвуковых диагностических исследований.

Задачи исследования

1. Разработка метода обнаружения искажений сигнала, формирующего диагностическое изображение, на основе анализа процесса распространения ультразвуковых волн в неоднородных биологических тканях и развитие количественного критерия выявления аберраций волнового фронта, обеспечивающего возможность контроля качества фокусировки.

2. Разработка методов коррекции aberrаций, обеспечивающих исправление фазовых искажений в каждой точке пространства, требующих для своей реализации лишь наличие ультразвукового сканера, работающего в режиме синтеза апертуры, отличающихся использованием обратной связи, предоставляющей возможность контролировать качество фокусировки, а также устройств для их осуществления.

3. Разработка имитационной модели ультразвуковой диагностической системы на основе анализа структуры построения ультразвукового медицинского диагностического устройства и создание базы данных сигналов из тракта предварительной обработки для её использования в качестве инструмента разработки и тестирования развиваемых в диссертации методов.

4. Разработка метода обработки доплеровских сигналов при ультразвуковой визуализации, повышающих диагностическую эффективность обнаружения и картирования сигналов кровотока за счет учета пространственной стабильности скорости потока, а также устройства для его осуществления.

5. Разработка метода оценки размера рассеивателей, формирующих ультразвуковое изображение, позволяющего получить информацию о размерах на основе анализа статистического распределения амплитуды эхо-сигнала.

6. Разработка технологии создания фантомов, позволяющей получать образцы фантомов из материалов, адекватно имитирующих акустические характеристики человеческих тканей, повышающих качество разработки ультразвуковых диагностических систем и обучения медицинского персонала.

Научная новизна

1. Разработан и обоснован метод обнаружения искажений волнового фронта, отличающийся тем, что применяется для систем, работающих в режиме синтезированной апертуры и в качестве критерия наличия искажений использует изменение угловой ширины распределения интенсивностей эхо-сигналов, причём для оценки угловой ширины использует предложенный количественный параметр, характеризующий присутствие aberrаций и основанный на измерении среднеквадратичной ширины углового распределения интенсивности, позволяющий выявить aberrации (соответствует пп. 1, 10, 11, 19 и 22 паспорта специальности 2.2.12).

2. Предложены методы компенсации aberrаций диагностического изображения, возникающих вследствие неоднородности среды распространения акустических колебаний, отличающиеся тем, что выполняют коррекцию aberrаций посредством введения поправочных задержек, оцененных как путем разложения на базисные многочлены Лежандра, так и путем расчета преобразования Фурье, уменьшающие aberrации волнового фронта (соответствует пп. 1, 2, 10, 11, 19 и 22 паспорта специальности 2.2.12).

3. Разработана имитационная модель ультразвуковой диагностической системы, предназначенная для экспериментального комплексного исследования метрологических характеристик алгоритмов обработки сигналов ультразвуковой медицинской визуализации, отличающаяся наличием возможности работы

с сигналами из тракта предварительной обработки ультразвукового сканера, позволяющей проводить исследования с фантомами и пациентами (соответствует пп. 1, 2, 10, 11, 19 и 22 паспорта специальности 2.2.12).

4. Предложен метод обнаружения сигналов доплеровского тракта ультразвукового прибора, отличающийся учетом ряда прежде не принимаемых во внимание факторов, повышающий до 91,6% диагностическую эффективность режима цветового доплеровского картирования кровотока (соответствует пп. 1, 2, 10, 11, 19 и 22 паспорта специальности 2.2.12).

5. Предложен метод оценки размера рассеивателей, формирующих ультразвуковое изображение, отличающийся использованием взаимосвязи между физическим размером частицы и характеристиками распределения амплитуд эхо-сигналов, позволяющий оценить размеры рассеивателей в диапазоне 19-69% относительно длительности зондирующего сигнала (соответствует пп. 1, 10, 11, 19 и 22 паспорта специальности 2.2.12).

6. Разработана и научно обоснована технология изготовления антропоморфных тренировочных фантомов, отличающаяся использованием новых материалов, позволяющая с большей достоверностью моделировать акустические свойства тканей человека (соответствует пп. 10, 11, 14 и 17 паспорта специальности 2.2.12).

Практическая значимость

1. Разработано средство, реализующее метод обнаружения аберраций и предложен количественный критерий, основанный на оценке параметров углового спектра.

2. Разработано средство, реализующее метод компенсации влияния аберраций на качество ультразвукового изображения за счёт полиномиальной аппроксимации волнового фронта, уменьшающее на 60% среднеквадратичную ширину углового распределения интенсивности эхо-сигналов, при этом в качестве критерия для определения наличия аберраций использующее расширение ультразвукового пучка.

3. Разработана имитационная модель ультразвуковой диагностической системы и собрана база данных, содержащая радиочастотные сигналы с выхода формирователя импульса приёмного тракта ультразвукового медицинского диагностического устройства, которая позволяет исследователям, не имеющим доступ к специализированному ультразвуковому прибору, разрабатывать и тестировать алгоритмы обработки сигналов ультразвуковой визуализации.

4. Разработано устройство обнаружения сигналов от кровотока, отличающееся высокой диагностической эффективностью работы, достигающей 91,6% за счёт учета корреляционных характеристик и пространственной стабильности сигнала.

5. Разработан метод, использующий анализ амплитуд отраженных сигналов для оценки размера рассеивателей в биологической среде, формирующих ультразвуковое изображение, имеющий потенциал использования в определении стадий жировой болезни печени.

6. Разработан ряд фантомов для тестирования развиваемых в диссертации подходов и методов, а также обучения и повышения навыков врачей ультразвуковой диагностики.

Методы исследования. Теоретическая часть диссертационной работы построена на базе аппарата математического анализа, системного анализа, теории оценивания и математической статистики. Экспериментальные исследования (технические и клинические) проведены с использованием ультразвуковых сканеров по методикам, разработанным автором.

Объектом исследования является ультразвуковая медицинская диагностическая система.

Предмет исследования – компоненты технического, методического, информационного и программного обеспечения системы.

Положения, выносимые на защиту

1. Средство обнаружения аберраций волнового фронта при ультразвуковой визуализации, отличающееся использованием в своей работе количественного критерия качества ультразвукового изображения, основанного на оценке параметров углового спектра, позволяющее автоматизировать процесс обнаружения искажений.

2. Методы и устройства компенсации аберраций, отличающиеся наличием обратной связи, построенной на основе оценки количественного критерия качества ультразвукового изображения по расчёту угловой ширины ультразвукового луча, позволяющие восстановить до 98% исходных данных.

3. Имитационная модель ультразвуковой медицинской диагностической системы, обеспечивающая адекватные виртуальные исследования способов цифровой обработки медицинских сигналов, а также электронно-цифровая база медицинских сигналов, применяемая для этих исследований, состоящая из 11 наборов данных, полученных в режиме синтеза апертуры, и 117 наборов данных, полученных в режиме цветового картирования кровотока.

4. Метод и устройство обнаружения сигналов от кровотока, отличающиеся учетом корреляционных характеристик и пространственной стабильности сигнала, позволяющие обеспечить высокую диагностическую эффективность, достигающую 91,6%.

5. Метод определения размеров рассеивающих элементов в исследуемой области, отличающийся применением математического аппарата на основе оценки параметров распределений Релея и Райса, позволяющий получать информацию о размерах структурных элементов, формирующих ультразвуковое изображение.

6. Технология изготовления фантомов, отличающаяся высокой достоверностью воспроизведения акустических характеристик человеческих тканей, позволяющая создавать модели для тестирования развиваемых в диссертации подходов и методов, а также обучения и повышения навыков врачей ультразвуковой диагностики.

Апробация работы. Основные положения и результаты работы докладывались и обсуждались на конференциях: Научно-практическая конференция «Цифровые решения для здравоохранения» (Москва, 2023 г.); International Conference on Materials and Testing (Бангкок, 2023 г.); «Открытая конференция молодых ученых Центра диагностики и телемедицины» (Москва, 2024 г.); «Computer Assisted Radiology and Surgery» (Мюнхен, 2020 г.; Токио, 2022 г.; Барселона, 2024 г.); Агаджаньяновские чтения (Москва, 2021 и 2023 гг.); «Неделя науки Центра диагностики и телемедицины» (Москва, 2022-2024 гг.); XXV Юбилейный Всероссийский научно-образовательный форум «Мать и дитя» (Москва, 2024 г.); IV Международная научно-практическая конференция «3D-технологии в морфологии и медицине» (Самара, 2024 г.); «Радиоэлектроника, электротехника и энергетика» (Москва, 2018–2025 гг.); VIII Всероссийская научно-практическая конференция «Актуальные вопросы функциональной и ультразвуковой диагностики» (Иваново, 2024 г.), Медэлектроника–2024 (Минск, 2024 г.), международная научная конференция студентов, аспирантов и молодых учёных «Ломоносов-2025» (Москва, 2025 г.) и др. Разработанные образцы проходили тестирование и демонстрировались на выставках: «Онкологический форум» (Москва, 2023 и 2025 гг.); «Урбанистический форум» (Москва, 2023 и 2025 гг.); «Российский диагностический саммит» (Москва, 2023 и 2024 гг.); «Конгресс российского общества рентгенологов и радиологов» (Москва, 2023 г.), «Здравоохранение» (Москва, 2023 г.), «Hospitalar» (Сан-Паулу, 2024 г.), «43th Beijing International Medical Devices Exhibition» (Пекин, 2024 г.). Материалы диссертации также представлялись на семинарах кафедры основ радиотехники МЭИ, кафедры биомедицинской техники Beijing University of Technology, института биомедицинских систем МИЭТ, кафедры биомедицинской техники Indian Institute of Technology Hyderabad, ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», кафедры акустики физического факультета МГУ. Результаты работы были отмечены благодарностью Департамента здравоохранения города Москвы.

Публикации. По материалам диссертационного исследования опубликовано 117 печатных работ на русском и английском языках, в том числе 1 монография, 29 статей в журналах из перечня ВАК, 32 публикации в сборниках тезисов докладов на конференциях, 22 публикации из перечня Scopus, 20 публикаций из перечня Web of Science, 17 патентов на изобретения и полезные модели, 2 сборника методических рекомендаций, 9 свидетельств о регистрации программ и баз данных. В автореферате приведен перечень из 52 наиболее значимых публикаций.

Личный вклад автора. Все изложенные в диссертации оригинальные теоретические и численные результаты получены лично автором, либо при его непосредственном участии. Выбор задач, моделей и методов исследований осуществлялся автором. Оригинальные экспериментальные результаты получены при определяющей роли автора в постановке экспериментов в комплексе с проводимыми теоретическими исследованиями, в обработке и обсуждении полученных данных, подготовке публикаций.

Внедрение результатов работы. Результаты работы использовались автором в процессе выполнения НИР и НИОКР, в которых он участвовал в качестве ответственного исполнителя:

1 НИОКР "Разработка конструкции, технологии изготовления и производство фантомов для повышения информативности ультразвуковых диагностических исследований" (№ ЕГИСУ: 123031500001-4), 2023–2025 гг.;

2 НИР "Научное обоснование разработки и применения тканеэквивалентных материалов для создания тест-объектов в области лучевой диагностики" (№ ЕГИСУ: 123092000013-3), 2023–2025 гг.;

3 НИР "Совершенствование медико-технологических и организационных аспектов ультразвуковой диагностики" (№ ЕГИСУ: АААА-А20-120071090054-9), 2020–2022 гг.;

4 НИР "Совершенствование методологии и медико-организационных аспектов ультразвуковой диагностики" (№ ЕГИСУ: АААА-А19-119062890087-1), 2017–2019 гг.

В результате проведенных работ налажено серийное производство фантомов на базе ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», предназначенных для обучения врачей навыкам выполнения ультразвуковой визуализации и манипуляций. Созданные фантомы, алгоритмы и полученные новые знания используются в учебных процессах ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», ФГБОУ ВО «НИУ «МЭИ», ФГБОУ ДПО РМАНПО Минздрава России, в производственном процессе ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», а также в клинической практике ФГБОУ ВО «Смоленский государственный медицинский университет» Минздрава России, ГБУЗ «ГКБ им. С.С. Юдина ДЗМ».

Структура и объём работы. Диссертация состоит из введения, пяти глав, заключения, списка литературы и приложения. Общий объём диссертации составляет 317 страниц, содержатся 102 иллюстрации, 7 таблиц и 397 источников.

КРАТКОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность работы, дано краткое описание проблемы, проведён анализ современного состояния вопроса, сформулированы цель работы и решаемые задачи, перечислены используемые для их решения методы, указаны научная новизна и практическая значимость полученных результатов, а также основные положения, выносимые на защиту.

В первой главе описываются особенности функционирования и основные принципы построения ультразвуковых медицинских сканеров. В состав сканера входят датчики, модуль приёмопередачи, вычислительная система, а также устройства ввода и вывода данных для обеспечения обмена информацией с врачом ультразвуковой диагностики. Выбор датчика зависит от области исследования, при этом датчики могут различаться по размеру, форме, частоте и принципу работы. При обследовании неглубоко расположенных органов и тканей используют датчики с несущей частотой от 7 до 18 МГц, для органов брюшной области и транскраниальных исследований применяют низкочастотные датчики, а более высокие частоты используют при обследовании внутри

сосудов. С увеличением частоты растет разрешающая способность, но увеличивается и затухание ультразвукового сигнала. Поскольку затухание сигнала может достигать больших значений, то на входе приемного тракта стоит блок усилителей: малошумящий усилитель, блок частотно-временной автоматической регулировки усиления, программируемый усилитель. Малошумящий усилитель используется по причине сильной зашумленности сигнала, автоматическая регулировка усиления служит для уменьшения динамического диапазона путем компенсации дисперсионного затухания, программируемый усилитель позволяет врачу вручную настраивать усиление под каждый глубинный интервал.

После оцифровки сигнал подвергается согласованной фильтрации, квадратурной обработке и когерентному поканальному сложению, выполняемому в приёмном формирователе. Таким образом, на вход когерентного сумматора поступает комплексный сигнал, который и используется во второй главе диссертационной работы для разработки и анализа подхода к выявлению искажений волнового фронта и методов их исправления.

Для разработки этого подхода и развиваемых в диссертации методов была создана имитационная модель ультразвукового диагностического устройства. В модели воспроизведены все основные этапы обработки сигнала, выполняемые в вычислительной системе сканера. Она позволяет изучить каждый из этапов, оценить его вклад в результат исследования и, при необходимости, вносить модификации в алгоритмы, улучшающие визуализацию. Для исследования используются сигналы из электронно-цифровой базы данных, специально собранной для решения задач диссертационного исследования, а также модели сигналов.

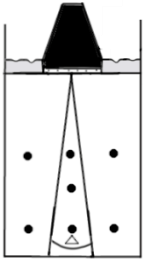
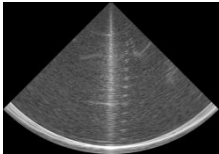
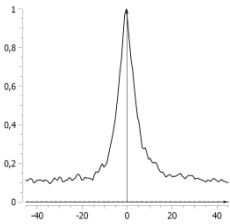
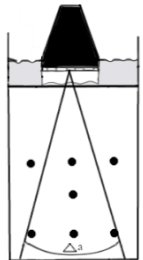
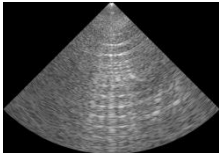
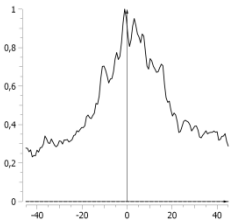
Во второй главе предлагается подход к выявлению искажений волнового фронта и методы исправления этих искажений, называемых абберациями. Абберрации влияют на результаты ультразвуковой диагностики в различных сценариях. Их негативное влияние усугубляется с ростом несущей частоты и различия в скорости распространения ультразвуковой волны в тканях. В частности, они являются важным препятствием при транскраниальной визуализации. Такие искажения не всегда очевидны, поскольку полная информация об исследуемом объекте принципиально недоступна. В некоторых случаях опытный врач порой может увидеть абберрации на ультразвуковом изображении, но важно также научить обнаруживать абберрации машину. Для этого в диссертационном исследовании предлагается использование особого подхода к обнаружению аббераций, в котором применяется система фокусировки с фиксацией передающего луча, позволяющая создать виртуальные точечные источники. Это осуществимо благодаря использованию режима синтеза апертуры.

Целью фокусировки в режиме синтезированной апертуры является создание изображения высокого разрешения. Для этого необходимо восстановить каждую точку изображения высокого разрешения путем накопления до K^2 значений, где K – число элементов преобразователя. Искомая величина характеризуется соответствующей временной задержкой:

$$t_{i,j} = \frac{|\vec{r}(\rho_t, \theta_t) - \vec{r}_i| + |\vec{r}(\rho_r, \theta_r) - \vec{r}_j|}{c}, \quad (1)$$

где $\vec{r}$ – положение точки в результирующем кадре, это положение для передачи и приема описывается величинами расстояния ρ_t и ρ_r , угловыми координатами θ_t и θ_r . При традиционной фокусировке с синтетической апертурой ρ_t всегда равно ρ_r , а θ_t всегда равно θ_r . $\vec{r}_i$ и $\vec{r}_j$ описывают координаты передающего и принимающего элемента соответственно, а c – скорость звука в среде. Можно отметить, что сканирующее устройство формирует приемный и передающий луч. Для восстановления каждой точки изображения высокого разрешения приемный и передающий лучи сканируют весь кадр. В процессе сканирования позиция $\vec{r}$ динамически перемещается от одной точки к другой до тех пор, пока не будет покрыт весь кадр. В нашем методе коррекции aberrаций использовалась разновидность синтезированной апертурной съемки, в которой фокальные позиции рассматриваются как виртуальные точечные источники. Это работает даже для чисто виртуальных источников, независимо от наличия реального источника или сильного отражателя. Таким образом, отпадает необходимость в отражателях в виде, например, проволоки внутри фантома. Расширение луча проиллюстрировано в таблице 1.

Таблица 1 – Пояснение подхода к обнаружению aberrаций

	Схематичная демонстрация эффекта расширения луча	Ультразвуковое изображение	Угловое распределение интенсивностей эхо-сигналов	Среднеквадратичная ширина углового распределения интенсивности после вычитания моды (ζ), градусы
Без aberrаций				5,29
С aberrациями				7,54

В исследовании рассматриваются количественные критерии качества фокусировки и в качестве такового предлагается использовать среднеквадратичную ширину углового распределения интенсивности после вычитания моды:

$$\zeta = \sqrt{\frac{\int_a^b (A(\varphi) - \varepsilon)(\varphi - \varphi_0)^2 d\varphi}{\int_a^b (A(\varphi) - \varepsilon) d\varphi}}. \quad (2)$$

где φ – угол, определяющий наклон зондирующего луча, $A(\varphi)$ – угловое распределение интенсивности, φ_0 – позиция пика интенсивности, ε – наиболее часто встречающееся значение в наборе данных (мода):

$$\varepsilon = \max(\text{hist}(\text{LPF}(A(\varphi)))) , \quad (3)$$

где $\max$ – функция нахождения значения распределения в пике, hist – оператор построения гистограммы, LPF – низкочастотная фильтрация.

Распределение акустического давления в пространстве описывается уравнением Гельмгольца:

$$(\Delta + k^2)p(t, x) = f(t, x), \quad (4)$$

где $\Delta = \nabla^2$ – это оператор Лапласа; $k = \frac{\omega}{c}$ – модуль волнового вектора; $f(t, x)$ – характеристика источника; t – время; $p(t, x)$ – искомое распределение давления, которое после регистрации фазированным датчиком можно представить в частотной области следующей функцией:

$$p(\omega, x) = \int_{-D/2}^{D/2} a(x') G(\omega, x - x') dx', \quad (5)$$

$$G(\omega, \vec{r}) = \frac{\exp\left(i\frac{\omega}{c}\vec{r}\right)}{\vec{r}} = \frac{\exp\left(i\frac{\omega}{c}\sqrt{(x-x')^2 + z^2}\right)}{\sqrt{(x-x')^2 + z^2}} \quad (6)$$

где $G(\omega, x)$ – функция Грина уравнения Гельмгольца; $a(x)$ – апертурная функция, включающая в себя аподизацию, а также фазовый сдвиг, обеспечивающий фокусировку; i – мнимая единица; ω – частота ультразвукового колебания; c – скорость звука в среде; z – расстояние от исследуемого рассеивателя до апертуры фазированного датчика; x – координата вдоль апертуры.

Формулу (5) в приближении Френеля можно представить в следующем виде:

$$p(\omega, x) = \int_{-\xi_0}^{\xi_0} \tilde{a}(\xi) \exp(-ix\xi) d\xi \quad (7)$$

где используется замена переменной $\xi = -\frac{\omega x'}{zc}$, $\tilde{a}(\xi) = a\left(-\frac{\xi zc}{\omega}\right) = a(x')$. Формула (7) представляет собой Фурье-преобразование от апертурной функции.

В нашей реализации подхода использовалась прямоугольная функция аподизации:

$$a(x') = \begin{cases} 1, \text{ если } \frac{-D}{2} < x < \frac{D}{2} \\ 0, \text{ иначе} \end{cases} \quad (8)$$

где D – это размер апертуры ультразвукового датчика.

$$p(\omega, x) = \int_{-\xi_0}^{\xi_0} \exp(-ix\xi) d\xi = 2 \frac{\sin(x\xi_0)}{x}, \quad (9)$$

$$\xi_0 = \frac{\omega D}{2zc}, \quad (10)$$

$$p(\omega, x) = 2 \frac{\sin\left(\frac{x\omega D}{2zc}\right)}{x}. \quad (11)$$

Затем рассчитывают величину параметра α относительно x , называемую $\alpha_{\text{лин}}$:

$$\alpha_{\text{лин}} = \sqrt{\frac{\int_{x_l}^{x_r} p(\omega_0, x)(x-x_0)^2 dx}{\int_{x_l}^{x_r} p(\omega_0, x) dx}}, \quad (12)$$

где x_0 – координата пика распределения; пределы интегрирования x_r и x_l определяются из ранее выбранного диапазона для расчёта в формуле (2):

$$\begin{cases} x_r = z \operatorname{tg}(b), \\ x_l = z \operatorname{tg}(a), \end{cases} \quad (13)$$

Далее переходят к расчету среднеквадратичной ширины (2) углового распределения интенсивности эхосигнала через рассчитанное значение $\alpha_{\text{лин}}$:

$$\alpha = \operatorname{arctg}\left(\frac{\alpha_{\text{лин}}}{z}\right). \quad (14)$$

Значение α сравнивают с полученным в результате эксперимента и делают вывод о наличии aberrаций. Для наших параметров теоретическое значение среднеквадратичной ширины углового распределения интенсивности, полученное в результате численных расчетов по формуле (14), равно $5,2^\circ$. Это значение на 19% меньше, чем полученное экспериментально для фантома без aberrатора. От полученных экспериментально значений для aberrаторов и УЗИ мозга теоретическое значение отличается на 44–58%.

Во второй части главы исследуются 2 предлагаемых в диссертации метода коррекции aberrаций, схематично представленных на рисунках 1 и 2. Блок-схемы на рисунках содержат два основных блока, направленных на обнаружение наличия aberrаций и оценку фазовых сдвигов, необходимых для коррекции. Результаты коррекции, полученные с использованием этих методов, сравниваются с эталонным методом коррекции в таблице 2.

Один из предлагаемых методов осуществляет эффективную коррекцию фазовых aberrаций за счёт аппроксимации волнового фронта полиномиальными функциями, примеры которых показаны на рисунке 3. Каждый набор задержек для каждого элемента апертуры аппроксимируется функцией Лежандра:

$$P_k^w = \frac{1}{2^w w!} \frac{\partial^{(w)}}{\partial t_k^w} (t_k^2 - 1)^w, \quad (15)$$

где w – порядок базисной функции, k – номер элемента фазированной решетки, который может находиться в диапазоне от 1 до K , t_k – дискретная пространственная координата:

$$t_k = -1 + 2k/K. \quad (16)$$

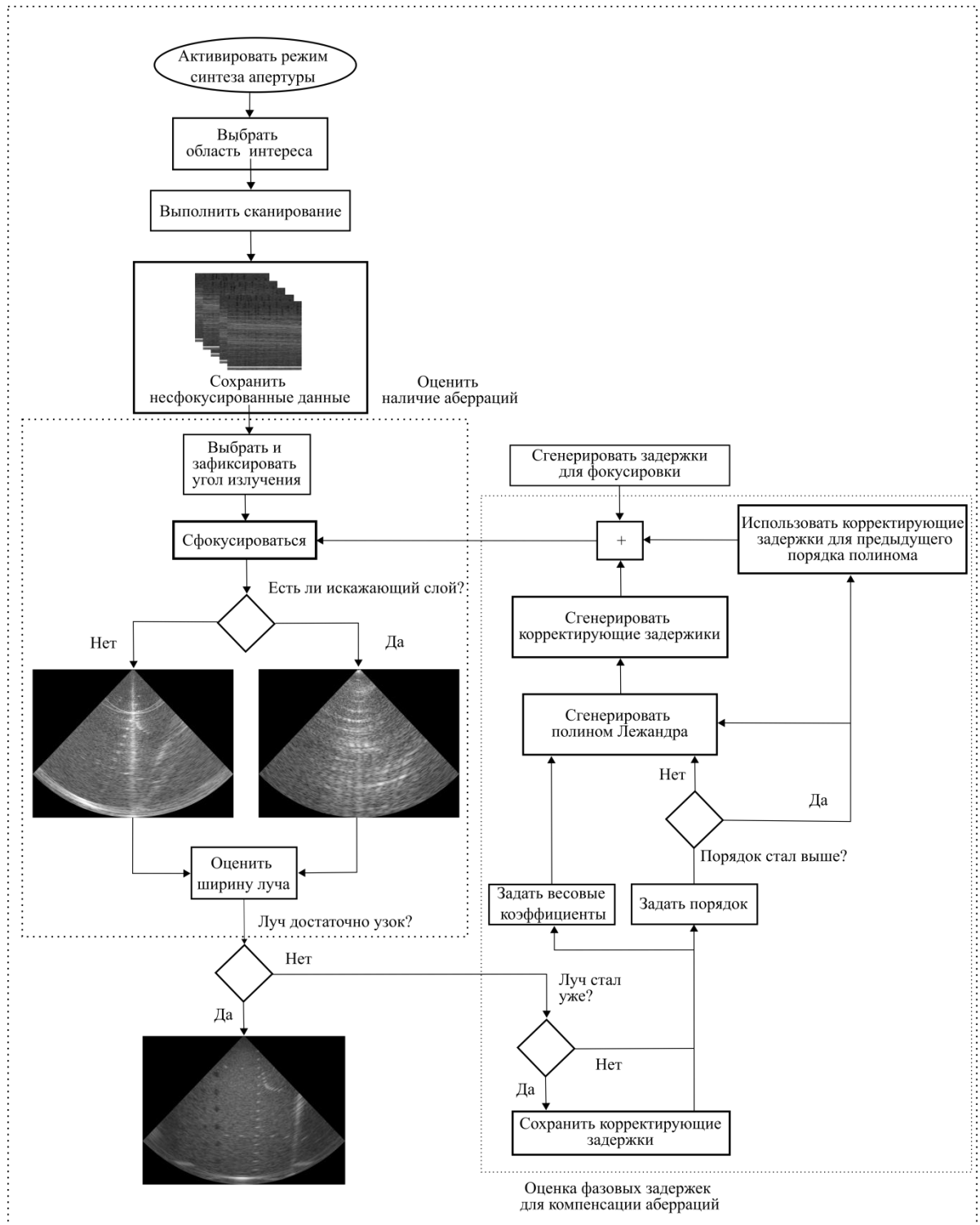


Рисунок 1 – Блок-схема, обобщающая предлагаемый метод коррекции аберраций, основанный на полиномиальной аппроксимации искажений волнового фронта

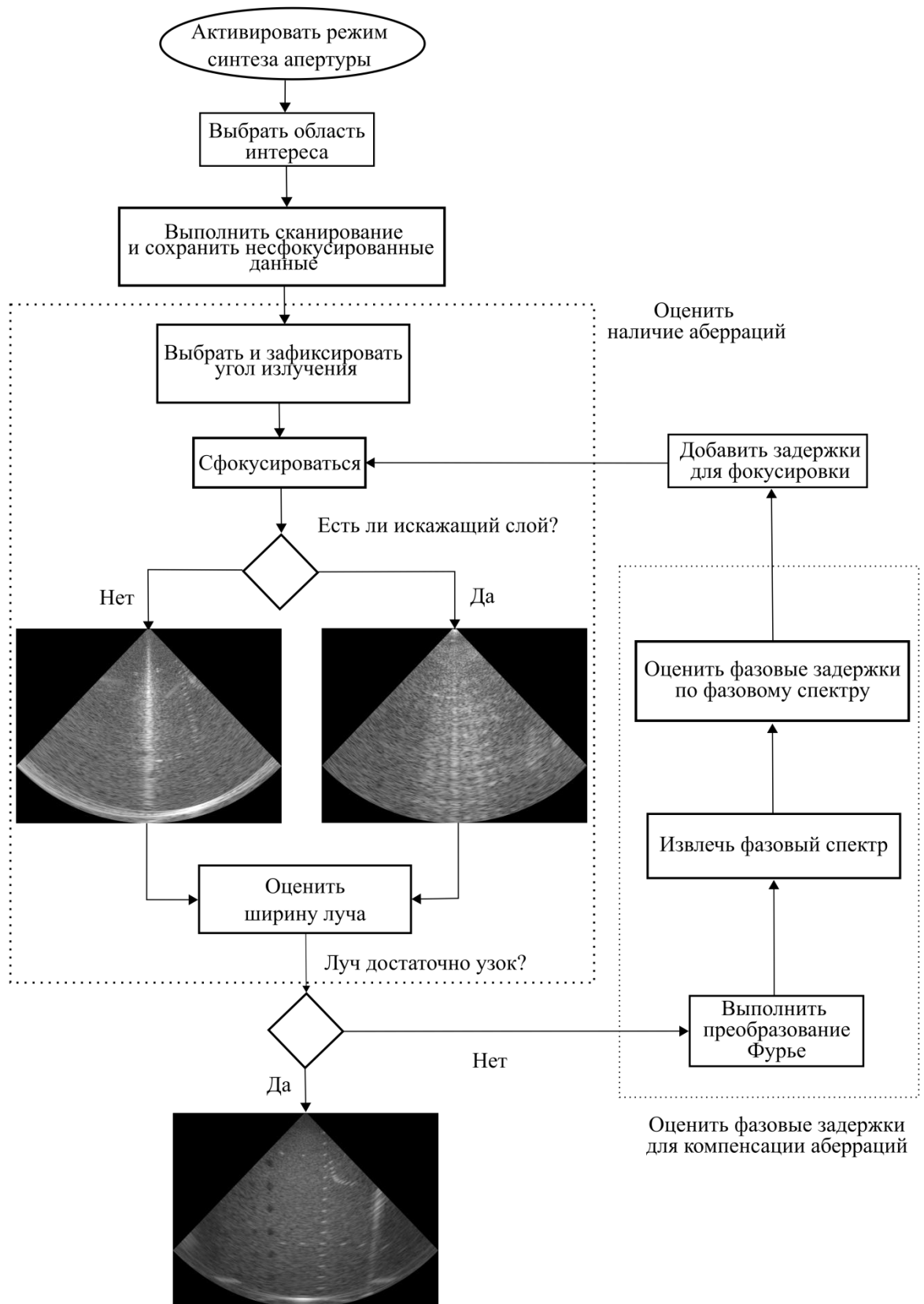
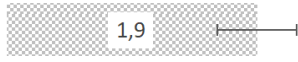


Рисунок 2 – Блок-схема, обобщающая предлагаемый метод коррекции aberrаций, основанный на оценке фазы с применением преобразования Фурье

Таблица 2 – Результаты испытания методов коррекции aberrаций на боковой цели в фантоме. Ширина каждого ультразвукового изображения равна 30 градусам, высота – 7 мм, динамический диапазон составляет 63 дБ

Тип обработки	Фрагменты ультразвукового изображения	Пиковое значение углового распределения интенсивности	Среднеквадратичная ширина углового распределения интенсивности, град.
Без коррекции			
Полиномиальный			
Фурье			

С учетом вышесказанного оценка фазовых задержек производится по следующему уравнению:

$$\varphi_k = a_0 + \sum_{w=1}^W a_w P_k^w, \quad (17)$$

где W – наибольшее значение порядка базисной функции, a_0 и a_w – весовые коэффициенты для полиномов.

В другом методе используется прямая оценка aberrаций с использованием фазового спектра углового распределения интенсивности эхо-сигнала и расчёта преобразования Фурье. После расчёта вектора фазовых задержек G проводилась его кубическая сплайн-интерполяция для получения окончательного набора корректирующих задержек Ψ_{prop} . Количество элементов в этом векторе задержек Ψ_{prop} равно количеству приемных элементов ультразвукового датчика:

$$\Psi_{prop} = \text{interp}(G), \quad (18)$$

где interp – оператор для вычисления интерполированных значений вектора. Полученный набор корректирующих задержек использовался для исправления фазовых искажений в выбранном изопланатическом пятне.

Таким образом, применение разложения функции волнового фронта по полиномам Лежандра позволяет эффективно решать задачу коррекции aberrаций, поскольку эти полиномы обеспечивают полный ортогональный базис и, как известно, адекватно описывают модель распространения волн от точечного отражателя. А алгоритмы расчета преобразования Фурье дают возможность выполнить быструю коррекцию. Эффективность методов исследуется путем размещения ультразвукового датчика на поверхности фантома, предназначенного для контроля качества сканера, через искажающий слой.

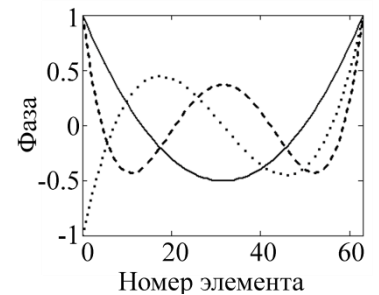


Рисунок 3 – Вид полиномов Лежандра 2-ого (—), 3-его (···) и 4-ого (---) порядков

В третьей главе исследуются методы анализа доплеровского сигнала, полученного с выхода блока приёмного формирователя. Для проведения исследования была разработана имитационная модель ультразвукового диагностического устройства, схема которой представлена на рисунке 4. С её помощью создан метод, позволяющий с большей эффективностью, чем классические, отличить друг от друга типовые сигналы режима цветового доплеровского картирования, представленные на рисунке 5. Также в ходе исследования была сформирована база данных, содержащая более 3 млн. сигналов различной природы: сигналы кровотока, сигналы неподвижных или медленно смещающихся тканей, сигналы мерцающего артефакта.

В доплеровском канале все сигналы проходят через фильтр и сортируются на этапе маскирования. Для выделения компоненты отражения от движущихся объектов можно использовать маску по среднеквадратичному отклонению. Маска пропускает только значения, превышающие некоторый заданный порог:

$$\sigma > T_\sigma, \quad (19)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} |\tilde{x}_k|^2}, \quad (20)$$

где N – это число зондирующих импульсов, x_k – комплексное значение отсчета, соответствующего импульсу пачки, а тильда означает, что была проведена операция фильтрации для подавления сигнала «В».



Рисунок 4 – Укрупненная структурная схема имитационной модели ультразвукового медицинского диагностического устройства

Поскольку движение частиц в потоке крови можно приближенно считать прямолинейным поступательным, то для выделения сигнала кровотока также применима маска по попарной корреляции:

$$r > T, \quad (21)$$

$$r = \frac{\left| \sum_{k=0}^{N-2} \tilde{x}_k \cdot \tilde{x}_{k+1}^* \right|}{\sqrt{\sum_{k=0}^{N-2} |\tilde{x}_k|^2 \sum_{k=0}^{N-2} |\tilde{x}_{k+1}|^2}}, \quad (22)$$

где * означает комплексное сопряжение.

Для сигнала «С», как видно из рисунка 5, характерно близкое к единице значение модуля корреляции между действительной и мнимой частями сигнала. Поэтому для выделения сигнала кровотока на фоне сигнала «С» применима следующая маска:

$$r_{\text{reim}} < T_{r_{\text{reim}}}, \quad (23)$$

$$r_{\text{reim}} = \frac{\left| \sum_{k=0}^{N-1} \text{re } \tilde{x}_k \cdot \text{im } \tilde{x}_k \right|}{\sqrt{\sum_{k=0}^{N-1} |\text{re } \tilde{x}_k|^2 \sum_{k=0}^{N-1} |\text{im } \tilde{x}_k|^2}}. \quad (24)$$

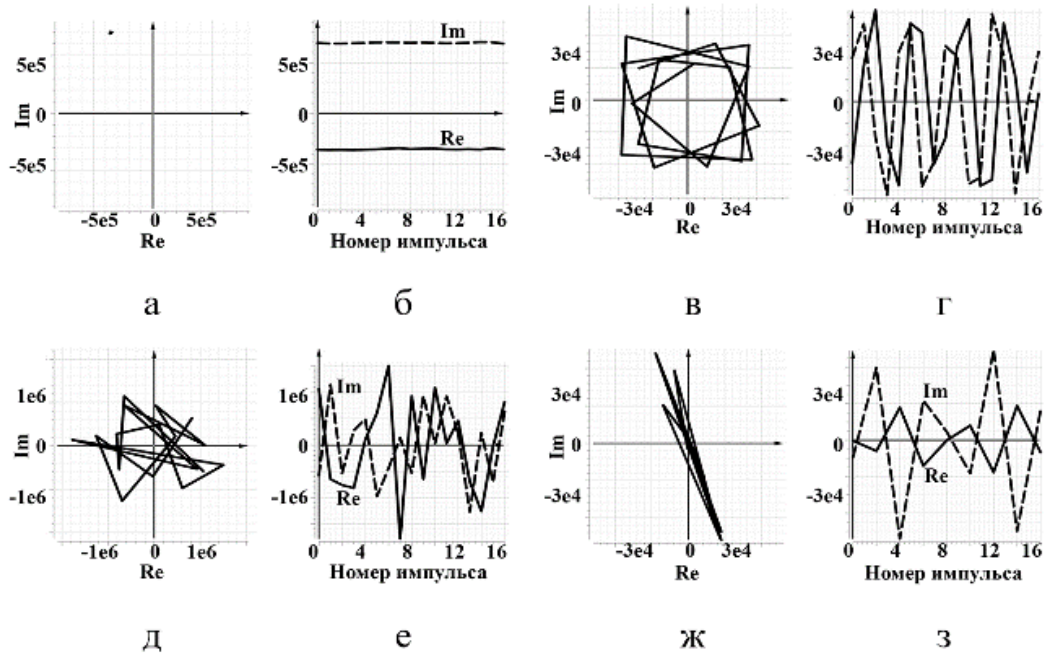


Рисунок 5 – Типичные доплеровские сигналы: (а-б) маломощные сигналы от стационарных целей «В»; (в-г) сигналы от движущихся целей «А»; (д-е) хаотические сигналы от стационарных целей «Д»; (ж-з) упорядоченные сигналы от стационарных целей «С»

Для повышения диагностической эффективности системы можно использовать комбинированную маску:

$$(\sigma > T_{\sigma})(r > T_r)(r_{\text{reim}} < T_{r_{\text{reim}}}). \quad (25)$$

Было отмечено, что кровоток на экране сканера создает достаточно стабильную картину, тогда как для артефактных сигналов характерна быстрая смена окрашенных пикселей, подобная мерцанию. Поэтому для выделения сигнала кровотока также можно использовать градиент фазы:

$$\nabla \varphi = \frac{\partial \varphi}{\partial z} \mathbf{k}, \quad (26)$$

где z – глубинная координата, $\mathbf{k}$ – единичный вектор. Тогда маска примет вид:

$$\nabla\varphi < T_{\nabla\varphi}. \quad (27)$$

В работе показывается, что учет градиента фазы наряду со всеми параметрами приводит к повышению диагностической эффективности системы картирования кровотока:

$$(\sigma > T_{\sigma})(r > T_r)(r_{\text{reim}} < T_{r_{\text{reim}}})(\nabla\varphi < T_{\nabla\varphi}). \quad (28)$$

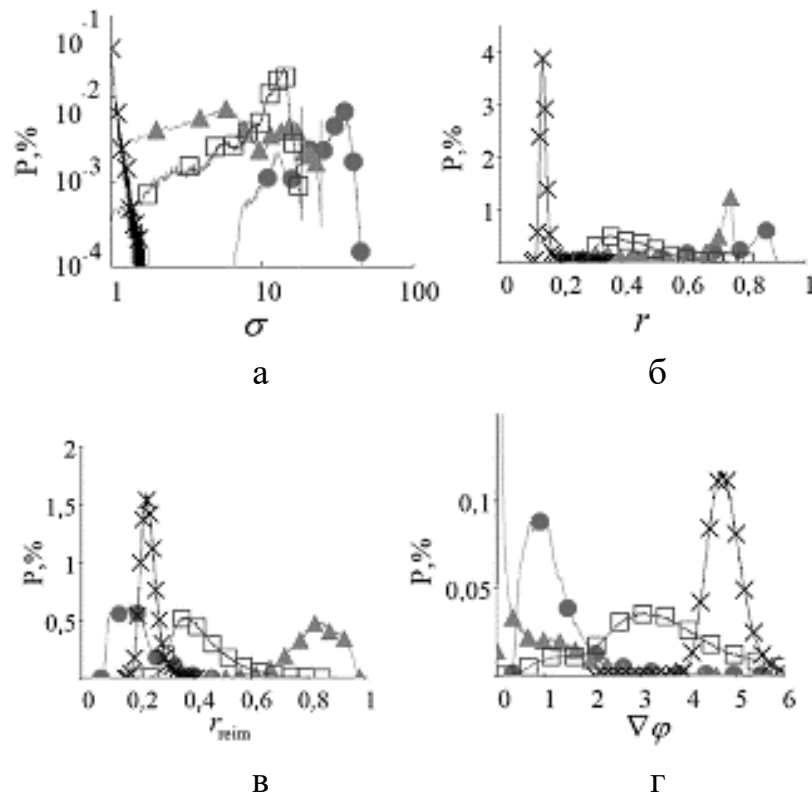


Рисунок 6 – Распределения параметров сигналов кровотока «А» (●), сигналов мерцающего артефакта, вызванного упругими колебаниями «С» (▲), сигналов мерцающего артефакта «D» (□), вызванного микрокавитацией, сигналов шума «Е» (×): а) среднеквадратического отклонения длины вектора комплексных величин, б) попарной корреляции, в) корреляции между действительной и мнимой частями сигнала, г) градиента фазы

Таблица 3 – Результат оценки эффективности решающих правил

Тип порога	T_{σ}	T_r	$T_{r_{\text{reim}}}$	$T_{\nabla\varphi}$	
Значение порога	1,454	0,681	0,682	8,404	
Характеристика обнаружения	TP	FP	TN	FN	AC
Значение характеристики обнаружения	0,928	0,095	0,904	0,071	0,916

Справедливость этого становится ясной, если посмотреться к рисунку 6. Численная оценка диагностической эффективности (табл. 3) проводилась по следующей формуле:

$$AC = (TP + TN) / (TP + TN + FP + FN), \quad (29)$$

где TP – это истинно положительный результат, TN – истинно отрицательный результат, FP – ложно положительный результат, FN – ложно отрицательный результат.

Таким образом, в ходе исследования были выявлены признаки, позволившие отличить эхо-сигналы, которые были отражены от кровотока, от иных сигналов доплеровского тракта и тем самым повысить диагностическую эффективность системы картирования кровотока.

В четвёртой главе диссертационного исследования развивается подход к оцениванию размера рассеивателей в биологической среде, формирующих ультразвуковое изображение. В его основе лежит зависимость степени когерентности рассеянного ультразвукового сигнала от соотношения геометрических параметров ультразвукового луча и рассеивающих неоднородностей. А именно: по мере приближения к фокальной плоскости и сужения луча количество некоррелированных между собой рассеивателей, попадающих в область луча, уменьшается (см. рисунок 7а). При этом рэлеевское распределение, характеризующее рассеяние звука многими некоррелированными неоднородностями, переходит в распределение Райса, характеризующее эхо-сигнал со значительной когерентной составляющей, когда в области луча оказывается практически всего один рассеиватель.

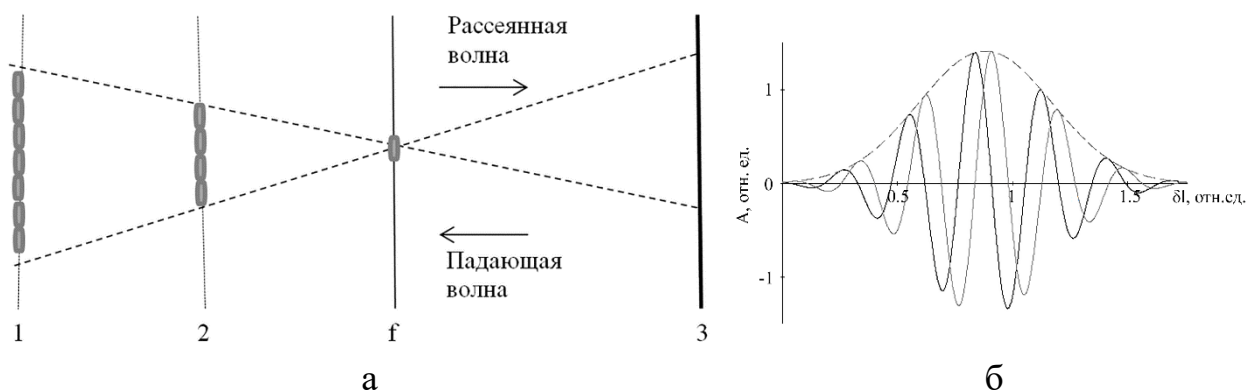


Рисунок 7 – Исследование оценки размеров рассеивателей: а – схематическое представление процессов рассеяния ультразвука от неоднородностей, находящихся в фокальной (f) и других (1 и 2) плоскостях исследуемой среды; б – зондирующий сигнал гауссовой формы с высокочастотным заполнением, используемый для проведения численных экспериментов. Черная линия – действительная часть; серая – мнимая; штриховая – огибающая. δl – время, деленное на длительность импульса

Переход от рэлеевского распределения эхо-сигнала к райсовскому имеет место на той глубине, где ширина луча соответствует размеру рассеивающей неоднородности, и соответствует переходу от полностью некогерентного рассеяния к появлению значительной когерентной составляющей в эхо-сигнале. Таким образом, выявление факта такой трансформации одного распределения в другое может стать эффективным инструментом оценивания размера структурных неоднородностей исследуемой среды как величины, соотносимой с размером области когерентности при рассеянии ультразвуковой волны.

Для вычисления райсовских параметров применены формулы двухпараметрического метода моментов, основанного на анализе данных выборочных измерений 2-го и 4-го моментов. Для 2-го и 4-го начальных моментов случайной величины p , подчиняющейся распределению Райса с параметрами (A, σ^2) , справедливы следующие формулы:

$$\begin{aligned}\overline{p^2} &= 2 \cdot \sigma^2 + A^2 \\ \overline{p^4} &= 8 \cdot \sigma^4 + 8 \cdot \sigma^2 \cdot A^2 + A^4.\end{aligned}\tag{30}$$

Эти формулы представляют собой простую систему двух уравнений для двух неизвестных A и σ^2 . Для определения искоемых параметров A и σ^2 применимы следующие выражения:

$$\begin{aligned}A^2 &= \overline{p^2} \sqrt{1 - \tau} \\ \sigma^2 &= \overline{p^2} (1 - \sqrt{1 - \tau}) / 2,\end{aligned}\tag{31}$$

где $\tau = \overline{p^4} / (\overline{p^2})^2 - 1$. Нетрудно видеть, что для любой случайной величины p в силу стохастичности величины p^2 выполняется условие $\overline{p^4} - (\overline{p^2})^2 > 0$, так как разность $\overline{p^4} - (\overline{p^2})^2$ определяет дисперсию случайной величины p^2 . Поэтому введенный параметр τ растет с ростом стохастичности процесса и удовлетворяет соотношению: $0 < \tau \leq 1$. Предельный случай $\tau = 1$ соответствует частному случаю распределения Райса – распределению Рэлея, когда присутствует гауссовский шум, а детерминированная составляющая сигнала отсутствует ($A = 0$).

Для численного исследования возможности оценки размера рассеивателей по анализу параметров отраженного сигнала была разработана математическая модель среды распространения, на вход которой поступал зондирующий импульс №1, представленный на рисунке 7б. Зондирующий импульс №2 имел в 4 раза меньшую величину σ и в 4 раза большую несущую частоту, чем №1. Импульс №1 распространялся по среде, заполненной плотно прилегающими друг к другу рассеивателями, центры которых отстоят друг от друга на расстоянии 13 мкм. В этом случае наблюдается распределение, описываемое законом Релея с $\sigma = 5 \cdot 10^{-6}$ (см. рисунок 8а). Тот же эксперимент, выполненный при увеличении расстояния между центрами рассеивателей в 20 раз, позволяет наблюдать распределение Райса с $A = 5,4 \cdot 10^{-6}$ и $\sigma = 5 \cdot 10^{-6}$ в качестве параметров, используемых для аппроксимации эмпирических данных.

На основе этих данных был разработан метод оценивания размеров рассеивателей. Суть его состоит в исследовании зависимости отношения величины параметра дисперсии σ к величине параметру сигнала A распределения Райса, показанному на рисунке 8б. В левой части график характеризуется большими разбросами, связанными с тем, что величина сигнала в области, где размер рассеивателей очень мал, близка к нулю. Если зарегистрирован сигнал из этой области, то при оценке размеров рассеивателей можно сказать, что размер меньше определенной величины. Далее, при смещении вправо по горизонтальной оси, наблюдается убывающий линейный тренд, который пригоден для оценки размеров рассеивателей. В этой области величина отраженного сигнала хорошо аппроксимируется распределением Райса. Затем убывающий линейный тренд сменяется резким подъемом. Это происходит тогда, когда центры рассеивателей сильно удалились друг от друга. На этом участке не удастся точно оценить размер, можно лишь сказать, что он больше определенной величины.

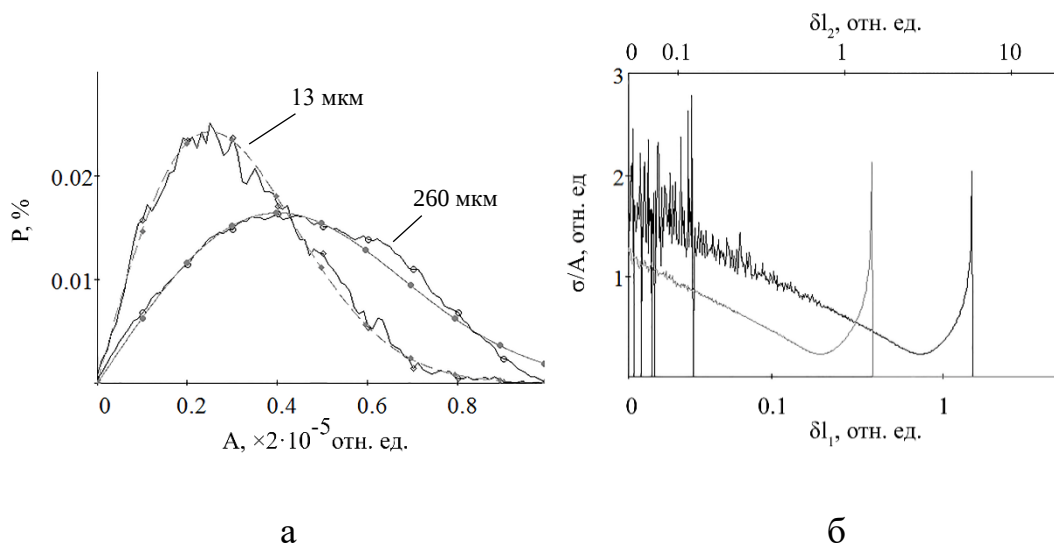


Рисунок 8 – Результаты моделирования: а – пример распределения амплитуд эхо-сигналов (черные сплошные линии показывают эмпирические распределения, а штриховые – их аппроксимацию распределением Райса); б – кривые зависимости результатов оценки параметра σ/A эхо-сигналов от расстояния между рассеивателями δl_1 , δl_2 – расстояние между рассеивателями относительно длительности зондирующего импульса №1 и №2, соответственно

График на рисунке 8б обладает убывающим линейным трендом, ограниченным слева и справа. Положение левой границы этого тренда зависит от количества точек в модели, применительно к практической реализации можно сказать, что оно зависит от количества пикселей, ограниченных заданными размерами скользящего окна. Наибольший диапазон размеров рассеивателей, которые можно оценить по линейному тренду, в нашем эксперименте составил от 31 мкм до 700 мкм при 10 тысячах точек в модели, как видно из рисунка 9.

Переход из левой зоны на графике 8б, характеризуемой малой величиной параметра сигнала A , к линейному тренду оценивается при помощи критерия

Пирсона на соответствие распределению Релея, а окончание линейного тренда определяется при помощи критерия Пирсона на соответствие распределению Райса. В правой части графика резкое увеличение параметра σ/A обусловлено резким ростом величины σ , вызванным переходом от распределения Райса и U-образному распределению, в котором большая часть значений скапливается у нуля и единицы, таким образом формируя два пика функции распределения.

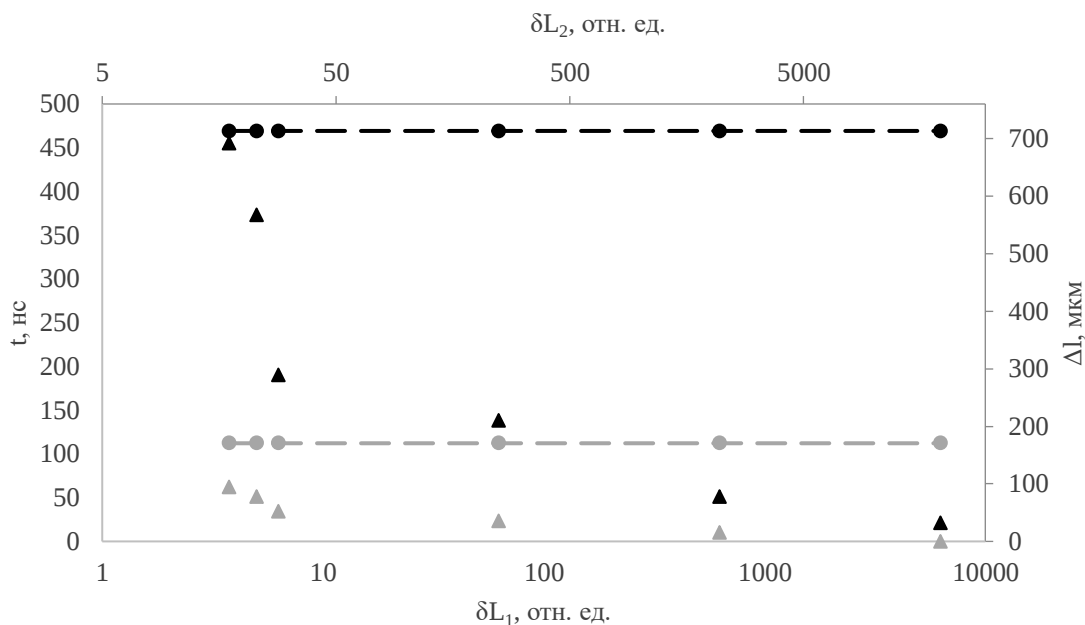


Рисунок 9 – Изменение границ линейного тренда при различном количестве точек модели среды распространения, полученное для зависимости σ/A от расстояния между рассеивателями для гауссовых зондирующих импульсов: черный цвет – импульс №1, серый – №2. Штриховой линией с кругами показана верхняя граница линейного тренда, а треугольниками – его нижняя граница. δL_1 , δL_2 – количество точек модели среды распространения по отношению к длине зондирующего импульса №1 и №2, соответственно; Δl – расстояние между рассеивателями

В пятой главе описывается разработанная технология создания антропоморфных фантомов для ультразвуковой диагностики, представленная на рисунке 10 в виде схемы, а также примеры создания с её помощью фантомов, их испытания и внедрение в учебный процесс для отработки навыков ультразвуковой диагностики в оттенках серого и эластографии, а также для тренировки манипуляций под контролем УЗИ. Примеры разработанных фантомов можно видеть на рисунке 11.

В процессе разработки и проверки нового оборудования, обучения студентов в медицинских ВУЗах, а также для повышения квалификации врачей ультразвуковой диагностики очень важно использовать фантомы как модели тех или иных органов, поскольку только они являются стабильной средой, необходимой для получения воспроизводимых результатов, также они позволяют

развить ряд необходимых для врачебной практики навыков: взятие биопсийной пробы, пункция и катетеризация, анестезия и пр. На практике многие преподаватели и студенты прибегают к самостоятельному изготовлению фантомов, используя при этом легкодоступные материалы (пищевые продукты для моделирования мягких тканей и опухолей), однако такие материалы недолговечны, негигиеничны и недостоверно воспроизводят ультразвуковые изображения пациента. В рамках диссертации была разработана технология создания обучающих ультразвуковых фантомов для повышения качества медицинского образования, которое повлечет рост качества медицинского обслуживания, и, как следствие, приведет к снижению уровня смертности от социально-значимых заболеваний и росту уровня жизни населения.

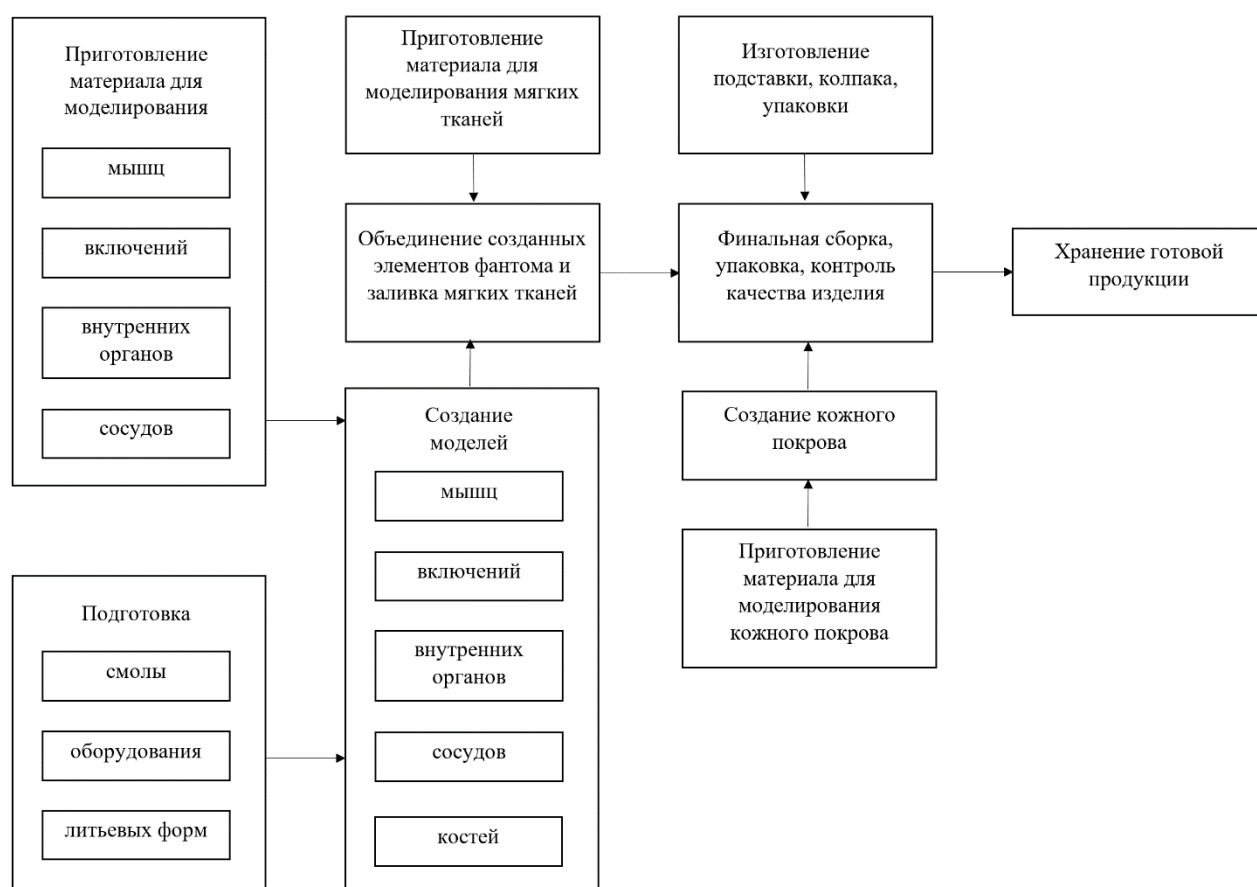


Рисунок 10 – Технологическая схема создания фантома

Актуальность работы обусловлена широкой распространённостью заболеваний, которые можно диагностировать при помощи УЗИ, а также нехваткой квалифицированных врачей ультразвуковой диагностики. Так, по данным ВОЗ в 2020 году рак молочной железы был диагностирован более чем у двух миллионов женщин, при этом было зарегистрировано 685 000 смертей от этой болезни. А распространённость рака щитовидной железы среди женщин достигает 3,5%, при этом узловые образования могут иметь небольшой размер (3-10 мм), что осложняет взятие биопсийной пробы. Появлением программ ранней диагностики заболеваний привело к 15-ти кратному росту числа выявленных онко-

логических образований щитовидной железы и сопутствующему повышению выживаемости.

Одним из самых распространенных методов ранней диагностики является УЗИ. Однако, как известно, такое исследование является операторозависимым, и точность диагноза напрямую зависит от квалификации врача-специалиста. А, следовательно, чтобы повысить качество исследования, необходимо повысить качество обучения врачей. Согласно опросу, проведенному среди преподавателей, 95% респондентов сообщили, что для повышения качества обучения необходимо больше учебных программ с использованием фантомов, а 35% респондентов указали на то, что для этого также нужно больше самих фантомов.

Разработанная в рамках диссертации технология создания ультразвуковых фантомов позволяет симитировать ультразвуковые характеристики любого человеческого органа, а также окружающих его объектов и тканей. В качестве подтверждения работоспособности технологии на ее основе был изготовлен ряд ультразвуковых фантомов (рисунок 11), моделирующих проблемные области: молочная железа, щитовидная железа, простата и иные органы.

Разработанный фантом молочной железы с протоками и новообразованиями различной природы для УЗИ имитирует женскую молочную железу (110x140x50 мм) и представляет собой объект, изготовленный из смеси поливинилхлорида (ПВХ) с различной твердостью от 3 до 17 единиц по шкале Шора и металлического глиттера. Изготовление модели молочной железы для литейной формы фантома проходило посредством 3D-печати на принтере (Anycubic Photon M3 Max, Китай), работающий по технологии LCD (liquid crystal display). Для создания литейной формы использовался жидкий силикон (KREMEN MOLD 10, Россия) на оловянной основе. Напечатанная модель молочной железы помещается в форму с силиконом, силикон застывает и по итогу получается многоразовая термостойкая форма для литья. Изготовление фантома проходит в несколько этапов: создание составных частей, а именно новообразований (киста, злокачественное новообразование, фиброаденома, липома), кальцинатов, млечных протоков, соска, ареолы, кожного покрова, и отливка модели мягких тканей. Новообразования изготавливаются из ПВХ без добавления и с добавлением металлического глиттера в различных концентрациях, затем обрабатываются вручную для придания определенного размера и формы. Форма для заливки млечных протоков создается при помощи программы для 3D моделирования вручную, учитывая анатомию, и печатается на 3D принтере аналогично модели, на основе которой изготавливается форма для заливки. Протоки заливаются чистым ПВХ. Для отливки фантома в материал заранее добавляется примесь, и он дегазируется, чтобы предотвратить скопление воздуха.

Разработанный фантом щитовидной железы имитирует шею (160x180x130 мм) и включает в себя нижнюю челюсть, подъязычную кость, щитовидный хрящ, шейный отдел позвоночника, щитовидную железу, образование щитовидной железы, трахею, ключицы, грудину, ребра, артерии, вены и лимфоузлы. Формы для заливки мягких тканей и органов фантома изготавливаются по аналогии с формой для заливки молочной железы, а лимфоузлы и ново-

образования щитовидной железы изготавливаются как новообразования молочной железы, за различием концентрации примесей. Модели костей и хрящей сегментируются из компьютерных томограмм пациентов и печатаются на 3D принтере (Designer X Pro, Picaso 3D, Россия), работающем по технологии послойного наплавления.

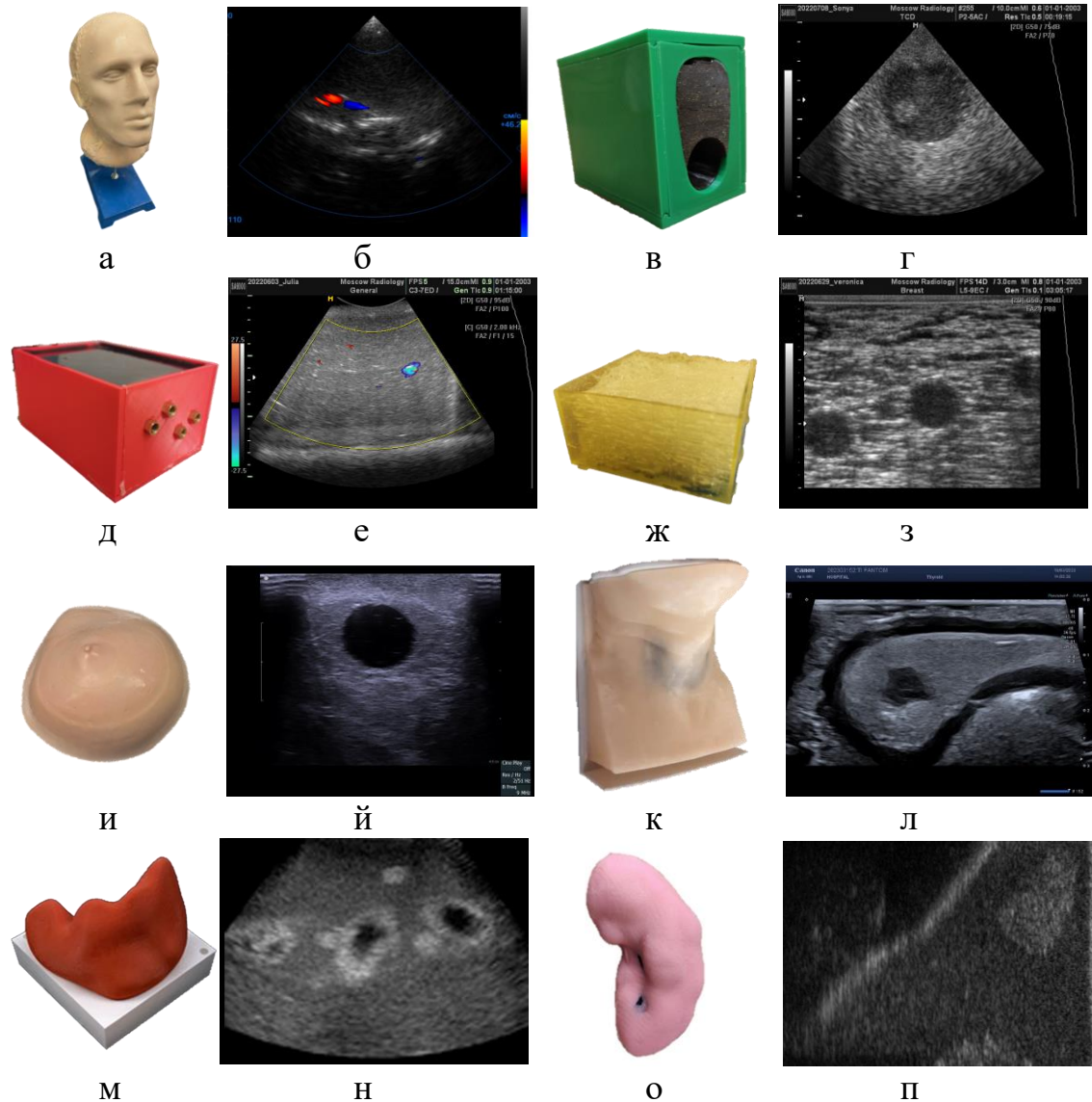


Рисунок 11 – Внешний вид и ультразвуковые изображения разработанных фантомов: а, б – фантом головы для транскраниальных исследований, в, г – фантом простаты, д, е – фантом сосудов для доплеровских исследований, ж, з – фантом мышечной ткани, и, й – фантом молочной железы, к, л – фантом щитовидной железы, м, н – фантом печени с множественными образованиями, о, п – фантом почки

Разработанный фантом для транскраниальных исследований имитирует голову человека и включает в себя кожу, череп, мозг с мозолистым телом, продолговатым мозгом и сосудами Виллизиева круга. Костные структуры черепа печатаются на 3D принтере с использованием фотополимерной смолы, а все остальные структуры заливаются при помощи силиконовых и пластиковых

форм из ПВХ различной твердости и добавлением определенных концентраций металлического глиттера.

В результате разработки технологии для изготовления фантомов были созданы материалы, которые удовлетворяют значениям скорости звука и затуханию, соответствующим реальному значению этих параметров в мягких и костных структурах. Так как скорость ультразвука в мягких тканях человека находится в диапазоне от 1380 до 1610 м/с, а затухание – от 0,3 до 1 дБ/см/МГц, то при создании фантома используется ПВХ с 1% примеси металлического глиттера, который обеспечивает скорость ультразвука 1522 м/с и затухание 0,45 дБ/см/МГц.

Использование технологии послойного наплавления полилактидного пластика при моделировании костных структур обосновано тем, что при соприкосновении с ПВХ материалами, из которых изготавливаются мягкие структуры, между ПВХ и пластиком не происходит химического взаимодействия, а сильное различие их акустического импеданса делает такой пластик подходящим для моделирования костных структур. Поскольку скорость звука в костях черепа человека находится в диапазоне от 2,3 до 3,1 мм/мкс, а затухание – от 5 до 20 дБ/см/МГц, то для имитации костей черепа, через которые визуализируются структуры мозга, была подобрана смола для 3D печати, скорость ультразвука в которой 2,4 мм/мкс и затухание 10 дБ/см/МГц.

Разработаны и научно обоснованы методы изготовления антропоморфных тренировочных фантомов, отличающиеся использованием новых материалов, с большей достоверностью моделирующих акустические свойства тканей человека. На сегодняшний момент в Российской Федерации используются фантомы иностранных производителей как для обучения, так и для демонстрации возможностей ультразвукового оборудования. Основными их недостатками является высокая стоимость, а также недостаточная достоверность, что ограничивает их широкое внедрение. Отечественные разработки подобных фантомов появились недавно, однако во многом по своим характеристикам уступают как зарубежным аналогам, так и представленным нами фантомам. При высоком качестве изготовленные по заявленной в диссертации технологии фантомы имеют небольшую себестоимость, что повышает их доступность для профильных организаций. Одним из главных достоинств разработки служит то, что благодаря универсальности технологии изготовление фантомов возможно по запрашиваемым параметрам, позволяющим смоделировать разнообразные клинические картины.

Фантомы, разработанные по представленной технологии, внедрены в учебную программу нескольких организаций, занимающихся обучением и повышением навыков врачей ультразвуковой диагностики. К каждому из них подготовлен паспорт, руководство пользователя, инструкция и методические рекомендации. Фантомы изготавливаются из отечественных материалов по запатентованной технологии. Полученная технология моделирования ультразвуковых свойств тканей позволяет изготавливать фантомы, направленные на воссоздание сложных клинических случаев для отработки манипуляций под ульт-

тразвуковым контролем, а также применимые для демонстрации возможностей медицинских ультразвуковых сканеров. Благодаря появлению необходимых симуляционных фантомов стала возможна разработка типовой программы симуляционного обучения, которая крайне необходима для будущих врачей.

Дальнейшее внедрение разработанных фантомов в процесс обучения ведёт к существенному повышению качества диагностики социально значимых заболеваний и позволяет достичь роста уровня квалификации врачей ультразвуковой диагностики, что делает возможным выявление заболеваний на ранних этапах и предотвращение осложнений без дополнительных затрат и нагрузки для пациента.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

В ходе проведенных исследований и решения поставленных задач получены следующие результаты:

1. Проанализирован процесс распространения ультразвуковых волн в неоднородных биологических тканях, разработан метод обнаружения искажений сигнала, формирующего диагностическое изображение, и предложен количественный критерий выявления аберраций волнового фронта.

2. Разработаны методы и устройства для коррекции аберраций, обеспечивающие исправление фазовых искажений в каждой точке пространства, требующие для своей реализации лишь наличие ультразвукового сканера, работающего в режиме синтеза апертуры, отличающиеся использованием обратной связи, предоставляющей возможность контролировать качество фокусировки, и уменьшающие на 60% среднеквадратичную ширину углового распределения интенсивности эхо-сигналов.

3. Разработана имитационная модель ультразвуковой диагностической системы и собрана база данных сигналов из тракта предварительной обработки для использования в имитационной модели в качестве инструмента разработки и тестирования развиваемых в диссертации методов.

4. Исследованы сигналы доплеровского тракта, разработан метод и устройство, повышающие диагностическую эффективность обнаружения и картирования сигналов кровотока до 91,6% за счет учета пространственной стабильности скорости потока.

5. Разработан метод оценки размера рассеивателей, формирующих ультразвуковое изображение, на основе анализа статистического распределения амплитуды эхо-сигнала, способный оценить размер рассеивателя в диапазоне 19-69% относительно длительности зондирующего сигнала.

6. Разработана технология создания фантомов для ультразвуковой диагностики, имитирующих акустические характеристики человеческих тканей, созданные образцы фантомов испытаны методами ультразвуковой визуализации, эластографии, цветового доплеровского картирования.

Совокупность представленных в диссертационной работе результатов методического, информационного, инструментального и программного обеспечения использована в ряде научно-образовательных и медицинских организаций (ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедици-

ских технологий ДЗМ», ФГБОУ ВО «Национальный исследовательский университет «МЭИ», Проблемная научно-исследовательская лаборатория "Диагностические исследования и малоинвазивные технологии" Смоленского государственного медицинского университета и др.). Полученные результаты диссертационного исследования позволят повысить достоверность выявления заболеваний, диагностируемых средствами ультразвуковой визуализации.

СПИСОК НАИБОЛЕЕ ЗНАЧИМЫХ РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ АВТОРОМ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Основные публикации в изданиях, рекомендованных ВАК РФ

1. Леонов Д.В. Метод оценки размера рассеивателей при ультразвуковой визуализации/ Леонов Д.В., Яковлева Т.В., Кульберг Н.С., Омелянская О.В., Васильев Ю.А.// Биомедицинская радиоэлектроника. – 2025. – № 3. – С. 70-78.
2. Сайфутдинова М.С. Формирование набора сигналов ультразвукового сканера, полученных из тракта предварительной обработки при *in vivo* исследовании кровотока/ Сайфутдинова М.С., Леонов Д.В., Васильев Ю.А., Омелянская О.В., Костенко Е. А., Булгакова Ю.В., Насибуллина А.А., Власова О.В., Гребенникова В.В., Белякова Е.Д., Аكوпова А.Ю.// Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии. – 2025. – №3. – С. 109-118.
3. Леонов Д.В. Разработка имитационной модели ультразвуковой медицинской диагностической системы/ Леонов Д.В.// Медицина и высокие технологии. – 2025. – № 2. – С. 15-19.
4. Леонов Д. В. Испытания способа коррекции фазовых аберраций волнового фронта при ультразвуковой диагностике, основанного на полиномиальной аппроксимации задержек / Д. В. Леонов // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. – 2025. – № 2(70). – С. 118-123.
5. Власова О.В. Формирование набора несфокусированных сигналов из тракта ультразвукового прибора, полученных при прохождении волны через височные кости / О. В. Власова, Д. В. Леонов, А. В. Петрайкин, О. В. Омелянская, Ю. А. Васильев // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. – 2025. – № 2(70). – С. 124-132.
6. Леонов Д.В. Аспекты создания ультразвукового фантома щитовидной железы с использованием фотополимерной 3D печати/ Леонов Д.В., Гребенникова В.В., Омелянская О.В., Васильев Ю.А.// Медицина и высокие технологии. – 2025. – № 1. – С. 34-42.
7. Leonov D. Design and evaluation of an anthropomorphic neck phantom for improved ultrasound diagnostics of thyroid gland tumors / Leonov D, Nasibullina A, Grebennikova V, Vlasova O, Bulgakova Yu, Belyakova E, Shestakova D, Costa-Junior JFS, Omelianskaya O., Vasiliev Yu. // International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery. – 2024. – V. 19. P.1637-1645. <https://doi.org/10.1007/s11548-024-03130-1>
8. Leonov D. Aberration correction by polynomial approximation for synthetic aperture ultrasound imaging / Leonov D, Kulberg N, Yakovleva T. // Med Phys. – 2024. – V. 51. – P.3292-3308. <https://doi.org/10.1002/mp.17078>

9. Leonov D.V. Innovative aberration correction in ultrasound diagnostics with direct phase estimation for enhanced image quality / Leonov D.V., Kulberg N.S., Yakovleva T.V., Solovieva P.D., Costa-Júnior J.F.S., Saikia M.J. // *Phys Eng Sci Med.* – 2023. – V. 46. – P.1765-1778. <https://doi.org/10.1007/s13246-023-01338-0>
10. Leonov D. Development of an anatomical breast phantom from polyvinyl chloride plastisol with lesions of various shape, elasticity and echogenicity for teaching ultrasound examination / Leonov D., Venidiktova D., Costa-Júnior J.F.S., Nasibullina A., Tarasova O., Pashinceva K., Vatsheva N., Bulgakova J., Kulberg N., Borsukov A., Saika M.J. // *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery.* – 2023. – V.19. – P. 151-161. <https://doi.org/10.1007/s11548-023-02911-4>
11. Yakovleva T.V. Estimation of the Size of Structural Formations in Ultrasound Imaging through Statistical Analysis of the Echo Signal / Yakovleva T.V., Kulberg N.S., Leonov D.V. // *Doklady Mathematics.* – 2023. – V.107. – P.72-76. <https://doi.org/10.1134/S1064562423700540>
12. Leonov D. Design and validation of a phantom for transcranial ultrasonography / Leonov D, Kodenko M, Leichenko D, Nasibullina A, Kulberg N. // *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery.* – 2022. – V. 17. – P. 1579-1588. <https://doi.org/10.1007/s11548-022-02614-2>
13. Leonov D.V. Approach to Detecting Aberrations in Transcranial Ultrasound Imaging / Leonov D.V., Kulberg N.S., Yakovleva T.V., Solovyova P.D. // *Acoustical Physics.* – 2022. – V.68. – P.175-186. <https://doi.org/10.1134/S106377102202004X>
14. Leonov D.V. Design of a kidney phantom for ultrasound imaging / Leonov D.V. // *Biomedical Engineering.* – 2024. – V.58. P.201-204. <https://doi.org/10.1007/s10527-024-10398-9>
15. Leonov D.V. Development of a liver phantom for training in the diagnosis of metastases and ultrasound-guided insertion of intratissue ablation electrodes / Leonov D.V. // *Biomedical Engineering.* – 2024. – V. 58. – P.93-96. <https://doi.org/10.1007/s10527-024-10373-4>
16. Leonov DV. Efficiency of ultrasound color flow imaging in the presence of twinkling artifact / Leonov D.V. // *Biomedical Engineering.* – 2024. – V. 57. – P. 396-400. <https://doi.org/10.1007/s10527-024-10343-w>
17. Leonov D.V. Doppler twinkling artifact observations: an open-access database of raw ultrasonic signals / Leonov D.V., Reshetnikov R.V., Kulberg N.S., Nasibullina A.A., Gromov A.I. // *Digital Diagnostics.* – 2021. – V. 2. № 3. – P. 261-276. <https://doi.org/10.17816/DD76511>
18. Osipov L.V. Transcranial Beam Steering with Aberration Correction / Osipov L.V., Kulberg N.S., Skosirev S.V., Leonov D.V., Grigoriev G.K., Vladimirskiy A.V., Morozov S.P. // *Biomedical Engineering.* – 2021. – V. 54. – P.438-442. <https://doi.org/10.1007/s10527-021-10057-3>
19. Osipov L.V. 3D Ultrasound: Visualization of Volumetric Data / Osipov L.V., Kulberg N.S., Leonov D.V., Morozov S.P. // *Biomedical Engineering.* – 2020. – V. 54. – P.149-154. <https://doi.org/10.1007/s10527-020-09993-3>

20. Vetsheva N. Diagnostic value of lung ultrasound in COVID-19: systematic review and meta-analysis / Vetsheva N., Reshetnikov R., Leonov D., Kulberg N., Mokienko O. // Digital Diagnostics. – 2020 – V. 1. № 1. – P. 13-26. <https://doi.org/10.17816/dd46834>

21. Leonov D.V. Clutter Filtering for Diagnostic Ultrasound Color Flow Imaging / Leonov D.V., Kulberg N.S., Fin V.A., Podmoskovnaya V.A., Ivanova L.S., Shipaeva A.S., Vladzimirskiy A.V., Morozov S.P. // Biomedical Engineering. – 2019. – V. 53. – P.217-221. <https://doi.org/10.1007/s10527-019-09912-1>

22. Leonov D.V. Comparison of Filtering Techniques in Ultrasound Color Flow Imaging / Leonov D.V., Kulberg N.S., Fin V.A., Podmoskovnaya V.A., Ivanova L.S., Shipaeva A.S., Vladzimirskiy A.V., Morozov S.P. // Biomedical Engineering. – 2019. – V. 53. – P.97-101. <https://doi.org/10.1007/s10527-019-09885-1>

Монография

23. Леонов Д.В. Мерцающий артефакт в ультразвуковой медицинской диагностике / Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Громов А.И. – М.: Издательские решения, 2022. – 154 с.

Сборник методических рекомендаций

24. Использование фантомов в процессе обучения ультразвуковой диагностике / Ю. А. Васильев, О. В. Омелянская, А. А. Насибуллина, Ю. В. Булгакова, Д. В. Лейченко, Д. В. Леонов, Д. Ю. Шестакова, Н. Н. Ветшева, В. Н. Лыхин // Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». – Вып. 137. – М.: ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2024. – 60 с.

Материалы и тезисы выступлений на конференциях

25. Леонов Д.В. Имитационная модель ультразвуковой медицинской диагностической системы// Материалы Международного молодежного научного форума «ЛОМОНОСОВ-2025» [Электронный ресурс] – М.: МАКС Пресс, 2025. – URL: https://lomonosov.msu.ru/archive/Lomonosov_2025/data/section_36_36741.htm (дата обращения: 27.08.2025)

26. Леонов Д.В. Оценка эффективности методов коррекции aberrаций на фантоме для транскраниальных ультразвуковых исследований// Материалы Международного молодежного научного форума «ЛОМОНОСОВ-2025» [Электронный ресурс] – М.: МАКС Пресс, 2025. – URL: https://lomonosov.msu.ru/archive/Lomonosov_2025/data/section_36_36741.htm (дата обращения: 27.08.2025)

27. Леонов Д.В. и др. Оценка размера структурных элементов в ультразвуковой визуализации с использованием статистического анализа// Медэлектроника–2024: сб. науч. ст. XIV Междунар. науч.- техн. конф. (Минск, 5-6 декабря 2024 года). С. 172-175.

28. Леонов Д.В. Методы компенсации aberrаций волнового фронта при ультразвуковой визуализации // Медэлектроника–2024: сб. науч. ст. XIV Междунар. науч.- техн. конф. (Минск, 5-6 декабря 2024 года). С. 327-330.

29. Leonov D.V. et al. Preparing a Library of Abnormal Masses for Designing a Long-Lasting Anatomical Breast Phantom for Ultrasonography Training// World Academy of Science, Engineering and Technology. International Journal of Materials and Metallurgical Engineering. Vol. 17. № 12. 2023. International Conference on Materials and Testing. December 18-19, 2023. Bangkok, Thailand.

30. Леонов Д.В. и др. Разработка технологии создания антропоморфных фантомов для ультразвуковых исследований// В сборнике Агаджанянские чтения. Материалы IV Всероссийской научно-практической конференции с международным участием. Российский университет дружбы народов им. Патриса Лумумбы. Москва, 2023. С. 229-231.

Патенты на изобретения и полезные модели

31. Патент РФ № 233599. Ультразвуковое устройство для оценки размеров рассеивателей/ Леонов Д.В. 28.04.2025. Заявка от 12.09.2024.

32. Патент РФ № 2836679. Способ изготовления фантома щитовидной железы/ Леонов Д.В., Гребенникова В.В., Насибуллина А.А., Булгакова Ю.В., Сайфутдинова М.С., Власова О.В., Омелянская О.В., Васильев Ю.А. 19.03.2025. Заявка от 14.06.2024.

33. Патент РФ № 225217. Ультразвуковое устройство для диагностики кровотока/ Леонов Д.В. 15.04.2024. Заявка от 31.08.2023.

34. Патент РФ № 2825826. Способ обнаружения сигналов кровотока при ультразвуковой визуализации/ Леонов Д.В. 30.08.2024. Заявка от 31.08.2024.

35. Патент РФ № 220592. Фантом щитовидной железы для ультразвуковых исследований/ Леонов Д.В., Лейченко Д.В., Насибуллина А.А., Булгакова Ю.В., Омелянская О.В., Васильев Ю.А. 22.09.2023. Заявка от 19.05.2023.

36. Патент РФ № 2797398. Способ изготовления фантома для ультразвуковых исследований/ Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Насибуллина А.А., Громов А.И., Венидиктова Д.Ю., Тарасова О.К., Пашинцева К.С., Ветшева Н.Н. 05.06.2023. Заявка от 22.11.2022.

37. Патент РФ № 2805587. Способ изготовления губчатого фантома для ультразвуковых исследований/ Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Яковлева Т.В., Суслина Л.А., Громов А.И., Венидиктова Д.Ю., Гребенникова В.В., Пашинцева К.С., Ветшева Н.Н. 19.10.2023. Заявка от 31.08.2022.

38. Патент РФ № 2788389. Способ обнаружения аберраций при ультразвуковом исследовании/ Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Яковлева Т.В., Соловьёва П.Д. 18.01.2023. Заявка от 25.02.2022.

39. Патент РФ № 2781675. Способ определения размера структурных образований при ультразвуковой визуализации/ Яковлева Т.В., Кульберг Н.С., Леонов Д.В. 17.10.2022. Заявка от 24.12.2021.

40. Патент РФ № 211266. Фантом для ультразвуковых исследований/ Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Насибуллина А.А. 27.05.2022. Заявка от 06.09.2021.

41. Патент РФ № 208224. Фантом для исследования сосудов через кости черепа с использованием средств ультразвуковой визуализации/ Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Суслина Л.А. 08.12.2021. Заявка от 09.06.2021.

42. Патент РФ № 2777255. Способ изготовления фантома с сосудами для ультразвуковых исследований/ Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Лысенко Н.А. 01.08.2022. Заявка от 12.04.2021.

43. Патент РФ № 776983. Способ изготовления фантома для транскраниальных ультразвуковых исследований/ Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Лейченко Д.В. 29.07.2022. Заявка от 12.04.2021.

44. Патент РФ № 2750965. Способ получения ультразвуковых изображений головного мозга/ Кульберг Н.С., Леонов Д.В. 07.07.2021. Заявка от 06.08.2020.

45. Патент РФ № 202479. Ультразвуковое устройство для транскраниальных исследований/ Кульберг Н.С., Леонов Д.В. 19.02.2021. Заявка от 08.10.2020.

46. Патент РФ № 203986. Ультразвуковое устройство для получения изображений головного мозга/ Кульберг Н.С., Леонов Д.В. 29.04.2021. Заявка от 08.10.2020.

47. Патент РФ № 2744313. Способ исправления фазовых искажений в сигналах при транскраниальной ультразвуковой визуализации/ Кульберг Н.С., Леонов Д.В. 05.03.2021. Заявка от 06.08.2020.

Свидетельства о регистрации баз данных и компьютерных программ

48. Свидетельство РФ № 2024681734. Программа для моделирования ультразвукового поля и оценки статистических параметров отраженного сигнала/ Васильев Ю.А., Омелянская О.В., Яковлева Т.В., Леонов Д.В. 12.09.2024. Заявка от 03.09.2024.

49. Свидетельство РФ № 2022668795. Программа для создания губчатого фантома/ Кульберг Н.С., Леонов Д.В. 12.10.2022. Заявка от 31.08.2022.

50. Свидетельство РФ № 2021621510. Ultrasound doppler color flow imaging raw radiofrequency dataset/ Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Громов А.И., Насибуллина А.А. 12.07.2021. Заявка от 02.07.2021.

51. Свидетельство РФ № 2020661145. Программа улучшения изображений ультразвуковой транскраниальной диагностики/ Кульберг Н.С., Леонов Д.В. 18.09.2020. Заявка от 08.09.2020.

52. Свидетельство РФ № 2020661144. Программа для исправления aberrаций при ультразвуковой визуализации/ Кульберг Н.С., Леонов Д.В. 18.09.2020. Заявка от 08.09.2020.

Леонов Денис Владимирович

**МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ПОВЫШЕНИЯ КАЧЕСТВА
УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ В МЕДИЦИНЕ**

Автореферат
диссертации на соискание учёной степени
доктора технических наук