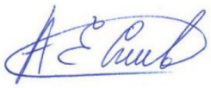
На правах рукописи



Спивак Алексей Евгеньевич

Реализация методов ультразвуковой эластографии на акустической системе с открытой архитектурой для измерения вязкоупругих характеристик мягких биологических тканей

1.3.7 – Акустика

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Нижний Новгород – 2026

Работа выполнена на кафедре акустики радиофизического факультета федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского»

Научный руководитель: кандидат физико-математических наук, доцент **Демин Игорь Юрьевич**

Официальные оппоненты: **Шанин Андрей Владимирович**
Доктор физико-математических наук, доцент кафедры акустики Физического факультета, Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, г. Москва

Матвеев Лев Александрович
Кандидат физико-математических наук, старший научный сотрудник, Федеральный исследовательский центр Институт прикладной физики им. А.В. Гапонова-Грехова Российской академии наук, г. Нижний Новгород

Ведущая организация: Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Федеральный исследовательский центр «Институт общей физики им. А.М. Прохорова Российской академии наук»

Защита состоится 28 декабря 2026 года в 15 ч. 00 мин. на заседании диссертационного совета 24.2.340.03 при Национальном исследовательском Нижегородском государственном университете им. Н.И. Лобачевского по адресу: 603022, Нижний Новгород, пр. Гагарина, д. 23, корп. 1, ауд. 420.

С диссертацией можно ознакомиться в фундаментальной библиотеке Национального исследовательского Нижегородского государственного университета им. Н.И. Лобачевского и на сайте диссертационного совета по адресу: https://diss.unn.ru/1687

Автореферат разослан «_____»_____2026 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета
24.2.340.03
доктор физ.-мат. наук, доцент А.В. Клюев

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность и степень разработанности темы исследования

Количественная оценка механических свойств мягких биологических тканей является одним из направлений современной ультразвуковой диагностики. Исторически изменение механических свойств тканей оценивалось пальпацией: патологически измененная область ощущается более жесткой по сравнению со здоровой тканью. Такой подход ограничен субъективностью, зависимостью результата от квалификации врача, низкой чувствительностью к небольшим и глубоко расположенным образованиям и сложностью сопоставления исследований, выполненных в разные моменты времени. Патологические процессы, включая воспаление, фиброз, отек и образование опухолевых клеток, сопровождаются изменением материальных свойств тканей печени, молочной железы, щитовидной железы, скелетных мышц и других органов. Поэтому развитие методов, позволяющих объективно и количественно характеризовать упругие и вязкоупругие свойства тканей, представляет значительный интерес [1].

Одним из основных направлений такого развития стала ультразвуковая эластография. Ее принцип состоит в оценке механического отклика исследуемой среды и формировании количественной или качественной характеристики упругости. Фундаментальные представления об ультразвуковой эластографии сформировались в работах J. Ophir и последующих исследованиях [2]. Для методов, использующих сдвиговые волны, существенное значение имели работы отечественной школы акустики по возбуждению поперечных волн мощным фокусированным ультразвуком [3, 4], а также предложенная А.П. Сарвазяна, О.В. Руденко и соавторами технология эластографии сдвиговой волной (Shear Wave Elasticity Imaging – SWEI) [5]. В методе SWEI локальное механическое возмущение создается акустической радиационной силой сфокусированного ультразвукового импульса, после чего по пространственно-временной картине распространения сдвиговой волны определяется ее скорость и рассчитываются упругие характеристики среды [6].

Скорость сдвиговой волны в мягких тканях существенно меньше скорости продольной ультразвуковой волны и зависит от модуля сдвига. В приближении однородной, изотропной, линейно-упругой и почти несжимаемой среды измерение скорости позволяет определить модуль сдвига и модуль Юнга. Именно возможность получить количественный параметр сделала эластографию сдвиговой волной важным дополнением к B-mode исследованию. В клинических приложениях модуль Юнга используется для оценки состояния тканей. Одновременно с этим количественная эластография применяется при исследовании молочной железы, где механические характеристики образования дают дополнительную информацию к традиционной сонографии [7].

Дальнейшее развитие эластографии сдвиговой волной связано с методом Supersonic Shear Imaging (SSI), предложенным J. Bercoff, M. Tanter и M. Fink [8].

В отличие от точечного возбуждения SWEI, в SSI используется последовательность сфокусированных толкающих импульсов со смещением фокуса по глубине. При скорости перемещения источника, превышающей скорость сдвиговой волны, формируется конус Маха и квазиплоский фронт сдвиговой волны. Более высокая амплитуда и большая область распространения такого фронта создают условия для двумерного картирования упругих характеристик. Высокая частота регистрации достигается методикой Ultrafast Imaging [9], при которой отсутствует фокусировка в передаче и возможно получение нескольких тысяч кадров в секунду.

Несмотря на развитие SWEI и SSI, существенная часть аппаратных и программных решений коммерческих ультразвуковых систем остается закрытой. Алгоритмы формирования луча, временные диаграммы, параметры импульсов, обработка радиочастотных сигналов и процедуры построения карт упругости задаются производителем и не доступны пользователю для изменения. Это затрудняет исследование влияния отдельных параметров, воспроизведение алгоритмов и прямое сопоставление разных методов в одинаковых условиях. Появление исследовательских систем с открытой программно-аппаратной архитектурой, в частности Verasonics, позволяет пользователю программно определять последовательности передачи и приема, параметры фокусировки, временные интервалы и обработку необработанных RF-данных [10, 11].

Исследовательская система Verasonics представляет особый интерес для воспроизводимой реализации методов эластографии. Управление системой осуществляется из среды MATLAB, что дает возможность объединить формирование ультразвуковой последовательности, передачу данных, корреляционную обработку, визуализацию распространения сдвиговых волн и вычисление механических характеристик в едином программном контуре. В литературе имеются примеры реализации последовательностей SWEI на исследовательском сканере Verasonics [11], однако исчерпывающие сквозные реализации нескольких методов — SWEI, SSI и SWD — на одной аппаратной платформе представлены ограниченно. В диссертационной работе этот вопрос рассматривается последовательно: от обработки данных SWEI до реализации SSI и метода дисперсии сдвиговой волны.

Отдельной проблемой количественной эластографии является воспроизводимость результатов между различными ультразвуковыми системами. Измеренная скорость сдвиговой волны и рассчитываемый по ней модуль Юнга зависят не только от материала исследуемого объекта, но и от частоты возбуждения, геометрии датчика, алгоритма корреляции, фильтрации и способа пространственного усреднения. Вопросы воспроизводимости количественной эластографии рассматриваются в отечественной литературе [12]. Для экспериментальной проверки и сопоставления систем применяются тканеэквивалентные калиброванные фантомы, в частности фантомы CIRS [13]. Использование одного и того же фантома позволяет сопоставлять результаты открытой исследовательской системы с паспортными данными и данными экспертных коммерческих сканеров.

В диссертационной работе особое внимание уделяется неоднородным средам. На калиброванном фантоме CIRS Model 049 исследуется влияние границы

между областями с различной эластичностью на определение скорости сдвиговой волны. Для более сложного моделирования ткани молочной железы используется Blue Phantom BP1901, содержащий 11 искусственных включений разных типов. Такие объекты позволяют сопоставлять B-mode визуализацию и эластографию сдвиговой волной, исследовать гиперэхогенные, гипоэхогенные, изоэхогенные и анэхогенные области и выявлять ограничения количественного измерения в жидкостных включениях [14].

Еще одним типом сложной среды является скелетная мышца. В отличие от большинства изотропных тканеэквивалентных фантомов, мышечная ткань обладает выраженной структурной анизотропией. В струнной модели О.В. Руденко и А.П. Сарвазяна мышца рассматривается как система ориентированных волокон в мягкой матрице; скорость сдвиговой волны зависит от направления относительно волокон и их механического состояния [15, 16, 17]. Поэтому для эластографического исследования мышц принципиально важны ориентация датчика, натяжение и структура волокон. В диссертации применимость струнной модели проверяется на желатиновых фантомах с резиновыми нитями и лесками, а также на мышечной ткани животного происхождения.

Наряду с упругостью мягкие биологические ткани обладают вязкостью. В чисто упругом приближении скорость сдвиговой волны определяется модулем сдвига и плотностью, однако в вязкоупругой среде скорость становится частотнозависимой. Это приводит к дисперсии сдвиговой волны. Метод Shear Wave Dispersion рассматриваются как способы получения дополнительной информации о вязкоупругих свойствах [18, 19, 20]. В рамках модели Фойгта динамический модуль сдвига является комплексной величиной, а наклон частотной зависимости скорости коррелирует с вязкостными свойствами. При этом сам параметр SWD не тождествен коэффициенту вязкости и требует интерпретации в рамках выбранной реологической модели.

Развитие метода SWD на открытой исследовательской платформе актуально по той же причине, что и реализация SWEI и SSI: пользователь получает доступ к исходным данным и может контролировать этапы вычисления. В диссертации реализован фазово-разностный алгоритм определения частотной зависимости скорости сдвиговой волны, дополненный кубической интерполяцией и дополнением данных нулями. Экспериментальные значения параметра SWD для CIRS Model 049 сопоставляются с опубликованными данными для фантомов CIRS Model 039 [21, 22, 23].

Таким образом, при высокой степени разработанности физических основ ультразвуковой эластографии сохраняются задачи открытой программно-аппаратной реализации, сопоставления методов на единой платформе, исследования влияния неоднородности и анизотропии, а также дополнения упругих измерений дисперсионной характеристикой. Решению этих задач применительно к исследовательской системе Verasonics и тканеэквивалентным объектам посвящена диссертационная работа.

Цель и задачи диссертационной работы

Целью работы является разработка и реализация на исследовательской ультразвуковой системе Verasonics методов оценки упругих и вязкоупругих характеристик мягких биологических тканей на основе эластографии сдвиговой волной, а также исследование их диагностических возможностей при измерении калиброванных тканеэквивалентных фантомов.

1. Провести анализ физических основ и современных методов ультразвуковой эластографии сдвиговой волной (SWEI, SSI, SWD), а также возможностей исследовательской системы Verasonics для их реализации.
2. Разработать алгоритмы обработки экспериментальных данных, получаемых методом Shear Wave Elasticity Imaging (SWEI) на акустической системе Verasonics, для определения скорости распространения сдвиговых волн и модуля Юнга, а также провести экспериментальную апробацию разработанных алгоритмов на тканеэквивалентных фантомах.
3. Реализовать на акустической системе Verasonics метод Supersonic Shear Imaging (SSI) и разработать алгоритмы формирования карт распределения упругих свойств (elasticity map).
4. Провести экспериментальную проверку реализованных методов на калиброванных фантомах CIRS и выполнить сравнение результатов измерений с паспортными значениями и данными экспертных ультразвуковых систем.
5. Исследовать особенности определения вязкоупругих характеристик различных включений в ультразвуковом фантоме молочной железы Blue Phantom BP1901 методами SWEI и SSI.
6. Исследовать применимость струнной модели мышечной ткани для описания распространения сдвиговых волн в фантомах скелетной мышцы различного типа.
7. Реализовать метод определения дисперсии сдвиговой волны (SWD) на платформе Verasonics и исследовать возможность оценки вязкоупругих свойств мягких биологических тканей по параметру SWD в рамках модели Фойгта.
8. Оценить перспективы комплексного использования параметров упругости и вязкости для повышения информативности ультразвуковой диагностики.

Научная новизна

1. На исследовательской ультразвуковой системе Verasonics реализован комплексный подход к оценке упругих и вязкоупругих характеристик, включающий обработку данных метода SWEI, а также реализацию методов SSI и SWD в рамках единой программно-аппаратной платформы.
2. Разработаны оригинальные алгоритмы обработки ультразвуковых данных, позволяющие выполнять визуализацию распространения сдвиговых волн, определять скорость их распространения, рассчитывать модуль Юнга и строить карты распределения упругих характеристик исследуемых сред.
3. Реализован и апробирован на платформе Verasonics метод Supersonic Shear Imaging с формированием квазиплоских сдвиговых волн и построением карт

упругости (elasticity map), что позволило провести прямое сравнение методов SWEI и SSI при одинаковых аппаратных условиях эксперимента.

4. Исследованы особенности распространения сдвиговых волн в неоднородных средах с различными упругими характеристиками и установлено влияние границ раздела сред на точность определения скорости сдвиговых волн и модуля Юнга.
5. Проведено комплексное исследование всех типов включений ультразвукового фантома молочной железы Blue Phantom BP1901 методами SWEI и SSI, а также выполнен сравнительный анализ эффективности эластографии и традиционного визуального ультразвукового исследования при идентификации различных типов включений.
6. Реализован оригинальный алгоритм определения параметра дисперсии сдвиговой волны (SWD) на системе Verasonics и экспериментально продемонстрирована возможность оценки вязкоупругих характеристик тканеэквивалентных сред на основе анализа частотной зависимости скорости распространения сдвиговых волн.

Теоретическая и практическая значимость работы

Представленные результаты вносят вклад в развитие методов ультразвуковой эластографии сдвиговой волной. Реализация на платформе с открытой архитектурой Verasonics обработки SWEI и методов SSI и SWD позволяет проводить их сопоставление в идентичных экспериментальных условиях. Разработанные алгоритмы вычисления смещения частиц, визуализации сдвиговых и квазиплоских волн, построения карт упругости и дисперсионных кривых могут служить основой для дальнейшего совершенствования количественных методов оценки вязкоупругих свойств. Экспериментальные данные о влиянии границ раздела, неоднородности и анизотропии расширяют представления об особенностях количественной оценки механических характеристик мягких сред.

Разработанные алгоритмы реализации SSI и SWD на системе Verasonics могут применяться для создания и отладки новых диагностических методик и для обучения специалистов в области медицинской акустики. Программный интерфейс автоматизированного расчета скорости сдвиговой волны и модуля Юнга применим при физическом моделировании на фантомах. Количественные результаты для включений BP1901 и параметра SWD фантома CIRS могут использоваться при разработке тест-объектов и при сравнительном анализе диагностических систем с внедренными режимами эластографии.

Методология и методы исследования

При решении поставленных задач использовался комплексный подход, сочетающий методы математической физики, компьютерного моделирования и акустического эксперимента. Экспериментальные исследования выполнялись с использованием акустической системы Verasonics, калиброванных фантомов и фантомов мягких биологических тканей; результаты сопоставлялись с паспортными данными и данными экспертных ультразвуковых систем.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Применение корреляционного алгоритма обработки данных, полученных методом Shear Wave Elasticity Imaging на акустической системе Verasonics, позволяет определять смещение частиц среды, скорость распространения сдвиговой волны и модуль Юнга. Наличие границы между областями с различными упругими свойствами приводит к зависимости измеряемой скорости сдвиговой волны от направления её распространения.
2. Последовательное смещение области фокусировки толкающего ультразвукового воздействия при реализации метода Supersonic Shear Imaging на системе Verasonics позволяет формировать квазиплоскую сдвиговую волну и получать двумерное распределение модуля Юнга. Увеличение области распространения сдвиговой волны позволяет методом SSI измерять более жесткие включения, недоступные для измерения методом SWEI.
3. Структура неоднородности и характер границы раздела сред определяют результат измерения её упругих характеристик методами SWEI и SSI. Для жидкостных включений распространение сдвиговой волны внутри объекта отсутствует, а ненулевые значения модуля Юнга, получаемые методом SSI, обусловлены особенностями обработки данных вблизи границы включения.
4. Анизотропия сред, моделирующих скелетную мышцу, приводит к зависимости скорости распространения сдвиговой волны от направления относительно ориентации волокон. Струнная модель мышечной ткани удовлетворительно описывает экспериментально наблюдаемую зависимость в ограниченном диапазоне параметров, а отклонение экспериментальных результатов от расчетных определяет границы её применимости.
5. Использование фазово-разностной обработки сдвиговых волн при реализации метода Shear Wave Dispersion на системе Verasonics позволяет определять частотную зависимость скорости сдвиговой волны и параметр SWD, характеризующий вязкоупругие свойства среды. Для исследованных фантомов CIRS изменение параметра SWD в зависимости от механических свойств среды выражено в 2–3 раза сильнее, чем изменение скорости сдвиговой волны.

Степень обоснованности и достоверности результатов

Обоснованность и достоверность результатов, полученных с помощью акустической системы Verasonics при реализации методов SWEI, SSI и SWD, подтверждаются их сопоставлением с результатами измерений на ультразвуковых системах экспертного класса.

Апробация результатов работы и публикации

Результаты, изложенные в диссертационной работе, докладывались и обсуждались на многочисленных научных мероприятиях, в том числе:

- XXI-я научная конференция по радиофизике. Нижний Новгород, 2017.
- International Student Conference “Science and Progress-2018”, Saint Petersburg, Russia, 2018.

• Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2019. Саратов, 2019.
• Information Technology, Telecommunications and Control Systems (ITTCS), Innopolis, Russia, 2020.
• 2021 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT), Yekaterinburg, Russia, 2021.
• Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии. XV международная научная конференция с научной молодежной школой им. И.Н. Спиридонова ФРЭМЭ'2022. Владимир-Суздаль, 2022.
• «Волновые явления: физика и применения» имени профессора А.П. Сухорукова («Волны-2025»), Москва, 2025.
• IV Всероссийская акустическая конференция, совмещенная с XXXVIII сессией Российского научно-технического акустического общества, Нижний Новгород, 2026.

Основные материалы диссертации изложены в 31 работе, среди которых 1 монография [А1], 7 научных статей в рецензируемых научных журналах из списка ВАК РФ [А2-А8] (из них 2 по специальности 1.3.7 – Акустика [А7-А8]), 2 свидетельства о регистрации РИД программы для ЭВМ [А9-А10] и 21 публикация в сборниках трудов конференций [А11-А31].

Личный вклад автора

Автор принимал непосредственное участие в получении всех результатов, представленных в диссертационной работе. Он участвовал в постановке задач, непосредственной разработке алгоритмов, проведении физического моделирования на акустической системе Verasonics, обработке результатов, а также в обсуждении полученных результатов и подготовке их к печати.

Структура и объем диссертации

Диссертация состоит из введения, четырех оригинальных глав, заключения и библиографии. Общий объем работы составляет 126 страниц, включающих 52 рисунка и 7 таблиц. Библиография состоит из 112 наименований.

КРАТКОЕ СОДЕРЖАНИЕ ДИССЕРТАЦИИ

Во введении обосновывается актуальность темы, рассматривается степень ее разработанности, формулируются цель и задачи исследования, научная новизна, теоретическая и практическая значимость, основные положения, выносимые на защиту, сведения об апробации, публикациях и личном вкладе автора.

Первая глава посвящена исследовательской акустической системе Verasonics, физическим основам эластографии сдвиговой волной, параметрам последовательности SWEI и алгоритмам обработки экспериментальных данных.

В **§1.1** рассматривается исследовательская акустическая система Verasonics и особенности её открытой программно-аппаратной архитектуры. Открытая архитектура системы позволяет программно задавать последовательность событий

передачи и приема, параметры формирования импульсов, фокусировку, аподизацию и передачу RF-данных в MATLAB. Система состоит из блока сбора данных VDAS и компьютера-хоста; управление последовательностью осуществляется MATLAB-скриптами и программой VSX [10, 11].

В **§1.2** рассматриваются физические основы распространения сдвиговых волн и связь скорости волны с модулями упругости. Для количественного описания упругих свойств используются модуль сдвига μ и модуль Юнга E. Для мягких тканей при K >> μ связь модулей упрощается:

$$E = 3\mu. \quad (1)$$

Скорость сдвиговой волны C□ в однородной изотропной линейно-упругой среде определяется отношением модуля сдвига к плотности ρ:

$$C_s = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}. \quad (2)$$

Отсюда следуют соотношения, используемые в эластографии для перехода от измеренной скорости к упругим характеристикам:

$$\mu = \rho C_s^2, E = 3\rho C_s^2. \quad (3)$$

Эти выражения применимы для однородной, изотропной, линейно-упругой и почти несжимаемой среды. Для вязкоупругой ткани скорость сдвиговой волны зависит от частоты, поэтому рассчитанный модуль является эффективной частотно-зависимой характеристикой.

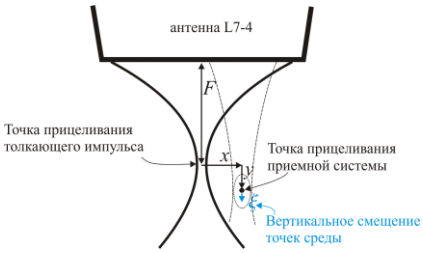


Рис. 1. Схема эксперимента SWEI

В **§1.3** описаны физический принцип SWEI и параметры импульсной последовательности, примененной на системе Verasonics. Метод SWEI основан на возбуждении локализованного механического возмущения акустической радиационной силой сфокусированного ультразвукового импульса (Рис. 1). После действия толкающего импульса в среде распространяется поперечная сдвиговая волна, а ее динамика регистрируется последовательностью коротких изображающих импульсов. Для получения высокой временной разрешающей способности используется Ultrafast Imaging [5, 9].

В реализованной последовательности применялись изображающие импульсы и толкающий импульс на частоте 5 МГц. Изображающий импульс содержит один полный период колебаний и имеет длительность основной части 0,2 мкс. В режиме удлиненной пачки число полупериодов толкающего импульса увеличивалось в 64 раза и составляло 1984, то есть 992 периода; длительность основной части толкающего воздействия составляла 198,4 мкс. Передача выполнялась в высокомощном режиме при предельном напряжении 50 В.

Временная последовательность включала один опорный изображающий импульс, толкающее воздействие и 20 временных точек после возбуждения. Первый пост-толкающий кадр регистрировался через 400 мкс, межкадровый интервал со-

ставлял 200 мкс, что соответствовало частоте регистрации 5 кГц. Временная эволюция анализировалась в диапазоне 0,4–4,2 мс (Рис. 2). Весь набор RF-данных передавался в компьютер для вычисления функции смещения ξ(x,y,t).

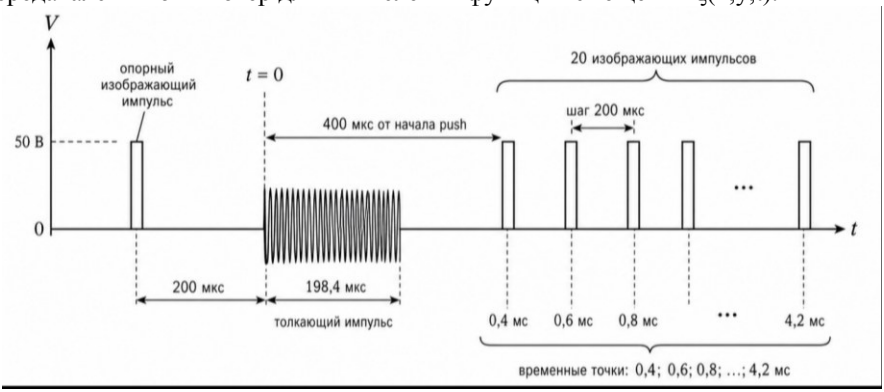


Рис. 2. Временная диаграмма импульсов при работе SWEI

В **§1.4** описаны алгоритмы обработки данных SWEI, вычисления смещений, визуализации и автоматизированного определения скорости и модуля Юнга. Корреляционная обработка необходима для регистрации смещений порядка единиц–десятков микрометров при длине ультразвуковой волны около 300 мкм. Для заданной точки выполнялась виртуальная фокусировка приемной системы, выделялся небольшой ROI, производилась sinc-интерполяция в 100 раз — с 20 МГц до 2 ГГц, после чего текущий сигнал сравнивался с опорным с помощью кросс-корреляции. Положение максимума корреляционной функции определяло задержку, вызванную смещением среды.

Для визуализации распространяющейся сдвиговой волны строился трехмерный массив ξ(x,y,t) на сетке 35×35 длин волн, соответствующей области 1,05×1,05 см. Экспериментально установлено, что на расстоянии 17 длин волн от фокуса амплитуда волны практически затухает, что определяет рациональный размер расчетной области.

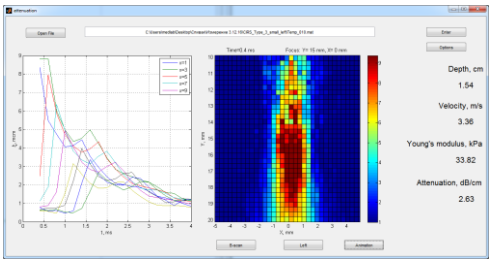


Рис. 3. Программа-интерфейс для обработки данных SWEI и визуализации сдвиговой волны

Для количественного определения скорости и модуля Юнга разработан программный интерфейс MATLAB (Рис. 3). Координаты максимумов смещения аппроксимируются методом наименьших квадратов; предусмотрено отбрасывание значений с амплитудой менее 1 мкм и импульсов без отчетливого максимума, возможность отключения фильтра и выбор направления распространения волны [24, 25, 26].



Рис. 4. Схема исследования влияния границы раздела сред

В **§1.5** приведены результаты экспериментальной проверки алгоритма SWEI (Таблица 1). Экспериментальная проверка выполнена на калиброванном фантоме CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom – Spherical. Особое внимание уделялось области границы мягкой сферы Type I и более жесткой окружающей среды (Рис. 4).

Толкающий импульс размещался в центре сферы и вблизи ее левой и правой границ. Для каждой точки вычислялись скорости в двух направлениях. В центре сферы значения скорости для двух направлений близки, тогда как вблизи границы различие существенно возрастает. Расхождение скорости в исследованных точках границы достигало примерно 35 %. Следовательно, при усреднении без учета направления распространения возможно завышение или искажение рассчитываемого модуля Юнга. Измерения центров сфер Types I–III дали близкие к паспортным значения; для наиболее жесткой сферы Type IV методом SWEI корректный результат получить не удалось.

Таблица 1. Результаты эксперимента по оценке влияния границы с различной эластичностью на скорость сдвиговой волны

Точка	Левое направление распространения волны		Правое направление распространения волны	
	V, м/с	E, кПа	V, м/с	E, кПа
Background	2,76	22,81	2,63	20,72
1	1,34	5,37	1,46	6,36
2	1,88	10,56	1,39	5,8
3	1,39	5,83	1,97	11,59

Выводы к главе 1 сформулированы в **§1.6**.

Вторая глава посвящена методу Supersonic Shear Imaging (SSI), его реализации на акустической системе Verasonics и алгоритмам получения двумерной карты распределения упругих характеристик.

В **§2.1** рассматривается метод Supersonic Shear Imaging (SSI) и физический принцип формирования квазиплоских сдвиговых волн. В SSI используется несколько последовательно смещенных по глубине источников сдвиговых волн (Рис. 5). Если скорость перемещения области фокусировки V_f превышает скорость сдвиговой волны C□, формируется «конус Маха» и две квазиплоские волны, распространяющиеся в противоположные стороны [11].

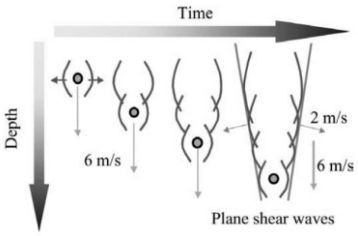


Рис. 5. Формирование квазиплоских сдвиговых волн в методе SSI

$$V_f = \frac{\Delta z}{\Delta t}, M = \frac{V_f}{C_s}. \quad (4)$$

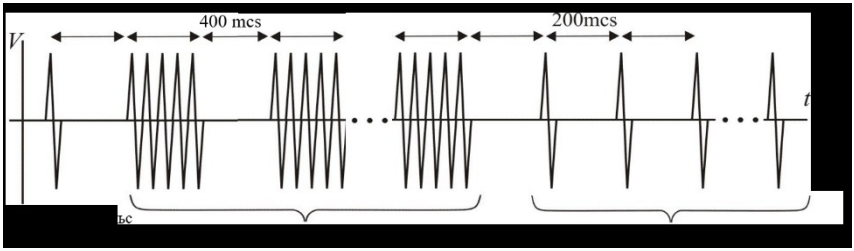


Рис. 6. Третья схема реализации SSI на акустической системе Verasonics

В **§2.2** изложена реализация метода SSI на системе Verasonics. При реализации на Verasonics для формирования квазиплоской волны использовались пять фокусирующих импульсов, а расстояние между соседними точками фокусировки по глубине составляло 5 мм. Были последовательно исследованы три временные схемы. В первой после первых четырех толкающих импульсов располагались пачки из пяти изображающих импульсов; скорость перемещения фокуса составляла 3,57 м/с. Во второй схеме между толкающими импульсами оставлялся только один изображающий импульс, что увеличивало скорость перемещения фокуса до 8,3 м/с и обеспечивало M≈4,17 при C□=2 м/с. В третьей схеме промежуточные изображающие импульсы исключались, а скорость смещения фокуса увеличивалась до 12,5 м/с; для C□=4 м/с M=3,125, а для менее жестких сред число Маха возрастало до 6,25 (Рис. 6).

Для регистрации квазиплоской волны основная пачка содержит 29 изображающих импульсов с интервалом 200 мкс. Такая последовательность позволяет регистрировать изменения в среде в течение примерно 6 мс и расширяет область исследования до 3 см. При обработке данных этап вычисления смещений строится на той же корреляционной основе, что и для SWEI.

Для визуализации формирования конуса и распространения волны используется сетка 101×51 ячейка, соответствующая области 30×15 мм; из 33 изображающих импульсов для визуализации используются 11 — все кадры формирования конуса и каждый третий кадр основной последовательности.

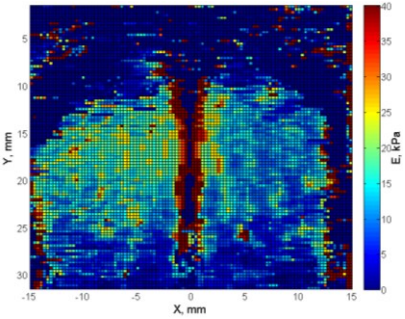


Рис. 7. Карта распределения модуля Юнга, полученная методом SSI на Verasonics

В **§2.3** рассмотрены алгоритмы обработки данных SSI, визуализации формирования и распространения квазиплоских волн и получения elasticity map. Для получения elasticity map разработан отдельный алгоритм. Карта строится на сетке 101×101 точка, соответствующей области 30×30 мм. В каждой точке определяется время прихода фронта квазиплоской сдвиговой волны и по пространственно-временной зависимости рассчитывается скорость; для подавления шумов применяется усреднение по пяти точкам. Затем скорость пересчитывается в модуль Юнга (Рис. 7).

Таблица 2. Сравнение результатов измерения фантома CIRS Model 049 методами SWEI и SSI

Type	Verasonics, SWEI		Verasonics, SSI	Данные CIRS
	V, м/с	E, кПа	E, кПа	
Background	2,63	20,72	19,3	25
I	1,46	6,36	8,51	8
II	1,83	10,02	11,52	14
III	3,25	31,69	31,37	45
IV	—	—	65,17	80

В **§2.4** приведены результаты экспериментальной проверки SSI на калиброванном фантоме CIRS Model 049. Метод SSI проверен на том же фантоме CIRS Model 049. Для сопоставления использовались паспортные данные CIRS и измерения на экспертной системе Supersonic Aixplorer. В центральной области карты имеется зона непосредственного формирования квазиплоской волны, поэтому при измерении включений область возбуждения смещалась относительно объекта. В отличие от SWEI, SSI позволил измерить наиболее жесткую сферу Type IV. Для фона методом SSI получено 19,3 кПа, системой Supersonic Aixplorer — 20,59 кПа. Для сферы Type I получено 8,51 и 7,05 кПа соответственно. Для Type IV среднее значение SSI составило 65,17 кПа, а на Aixplorer — 61,18 кПа, при паспортном значении 80 кПа. Для большинства исследованных объектов расхождение между Verasonics/SSI и экспертной системой не превышало 15–20 %. Возможность измерения Type IV показывает расширение диапазона применимости SSI относительно SWEI.

Выводы к главе 2 приведены в **§2.5**.

Третья глава посвящена двум группам экспериментов: исследованию неоднородных объектов ультразвукового фантома молочной железы Blue Phantom BP1901 и проверке применимости эластографии сдвиговой волной к моделям скелетной мышцы.

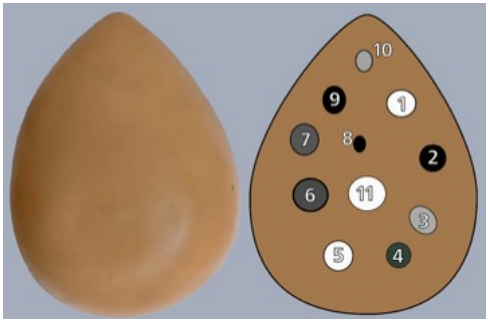


Рис. 8. Внешний вид и схема расположения включений фантома Blue Phantom BP1901

В **§3.1** рассматриваются особенности ультразвукового фантома молочной железы Blue Phantom BP1901 и содержащихся в нем искусственных неоднородностей. Фантом BP1901 имеет размеры 170×120×45 мм и содержит 11 искусственных неоднородностей, различающихся эхогенностью и механическими свойствами (Рис. 8). По B-mode изображениям и количественной оценке яркости в ImageJ объекты были разделены на гиперэхогенные неоднородные, гиперэхогенные однородные, гипоэхогенные, изоэхогенные и анэхогенные [14].

Таблица 3. Результаты измерения модуля Юнга включений фантома BP1901

Объект	Verasonics, SWEI	Verasonics, SSI	Siemens Acuson S2000	Supersonic Aixplorer
	Модуль Юнга E, кПа			
Среда				
	51.34±4.10	54.12±4.33	52.17±2.61	75.01±3.00
Гиперэхогенные неоднородные объекты				
1	147.81±11.82	144.72±11.58	149.10±7.45	171.18±6.85
5	158.91±12.71	165.73±13.26	189.13±9.46	179.80±7.19
11	153.37±12.27	144.07±11.53	163.39±8.17	179.02±7.16
Гиперэхогенные однородные объекты				
3	39.39±3.15	55.7±4.46	48.72±2.44	67.075±2.68
10	62.88±5.03	65.32±5.23	51.92±2.60	79.95±3.20
Гипоэхогенные объекты				
4	32.67±2.61	64.03±5.12	56.25±2.81	70.05±2.8
7	34.40±2.75	40.38±3.23	52.67±2.63	68.1±2.72
Изоэхогенный объект				
6	43.58±3.49	57.12±4.57	44.93±2.25	77.67±3.11
Анэхогенные объекты				
2	XX	2.40±0.19	XX	1.03±0.04
8	XX	5.14±0.41	XX	13.07±0.52
9	XX	3.12±0.25	XX	6.30±0.25

В **§3.2** представлены результаты измерения фантома BP1901 методами SWEI и SSI и сопоставления с данными экспертных систем. Все 11 включений измерялись на Verasonics методами SWEI и SSI. Результаты сопоставлялись с данными, полученными на экспертных ультразвуковых системах Siemens Acuson S2000 и Supersonic Aixplorer (Таблица 3). Для гиперэхогенных неоднородных объектов различные системы давали близкие значения модуля Юнга. Для гиперэхогенных однородных объектов выявлено влияние жесткой оболочки, из-за чего результаты методов расходятся сильнее. Гипо- и изоэхогенные включения слабо отличаются от фоновой среды и сложнее локализуются.

Анэхогенные объекты 2, 8 и 9 имитируют кисты. В жидкости статический модуль сдвига практически равен нулю, поэтому упругая поперечная сдвиговая волна в объеме жидкости не распространяется. Метод SWEI в этих включениях не дает значения модуля Юнга. В SSI и на Aixplorer наблюдаются малые ненулевые значения; в диссертации это связывается с усреднением скорости по нескольким точкам вблизи границы раздела. Визуализация распространения квазиплоской волны показывает темную область внутри кисты и прохождение фронта вокруг нее (Рис. 9).

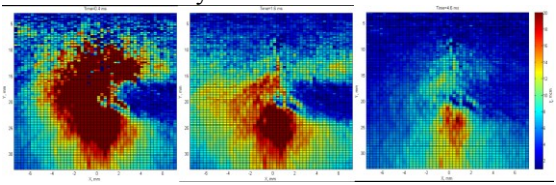


Рис. 9. Визуализация прохождения квазиплоской сдвиговой волны мимо имитатора кисты

Сопоставление B-mode и эластографии показало, что наиболее сильное расхождение между визуальной контрастностью и механическими характеристиками наблюдается для гиперэхогенных однородных объектов: в B-mode они хорошо выделяются, тогда как наличие жесткой оболочки осложняет интерпретацию эластографических данных. Гиперэхогенные неоднородные и анэхогенные объекты хорошо идентифицируются обоими подходами, а гипо- и изоэхогенные включения выражены слабее.

Во второй части главы рассматривается скелетная мышца как анизотропная среда.

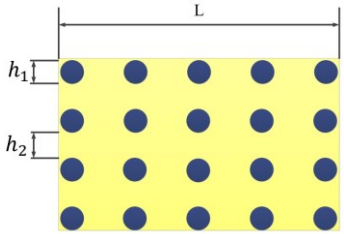


Рис. 10. Схема струнного фантома мышечной ткани

В **§3.3** рассмотрены строение мышечной ткани и используемые в работе физические модели, включая струнную анизотропийную модель (Рис. 10). В струнной модели мышечная ткань представляется мягкой матрицей с ориентированными волокнами; распространение сдвиговой волны зависит от направления волнового вектора относительно волокон [15, 16, 17]. Для физического моделирования использовались желатиновые фантомы с резиновыми нитями и полиэтиленовыми лесками, а также мышечная ткань животного происхождения.

В **§3.4** приведены результаты измерений фантомов скелетной мышцы и ткани животного происхождения методом эластографии сдвиговой волной. В фантомах с резиновыми нитями диаметром 1,5; 2,5 и 3,0 мм измеренные скорости вдоль волокон составили 9,3; 11,55 и 8,11 м/с, тогда как поперек — 3,23; 4,33 и 3,94 м/с. Соответствующие динамические значения модуля Юнга вдоль составили 250; 400 и 197,09 кПа, а поперек — 31,32; 56,28 и 46,48 кПа. Эксперименты с мышечной тканью говядины также продемонстрировали различие между продольным и поперечным направлениями.

В серии экспериментов с фантомами из желатина и лесок исследовались зависимости скорости и модуля Юнга от натяжения и угла между датчиком и направлением волокон. В пятом эксперименте измерения выполнялись при углах 0°, 30°, 45°, 60° и 90°. Скорость плавно снижалась с увеличением угла; на интервале 0–45° зависимость хорошо согласовывалась с теоретической, а при больших углах экспериментальный спад был несколько меньше расчетного.

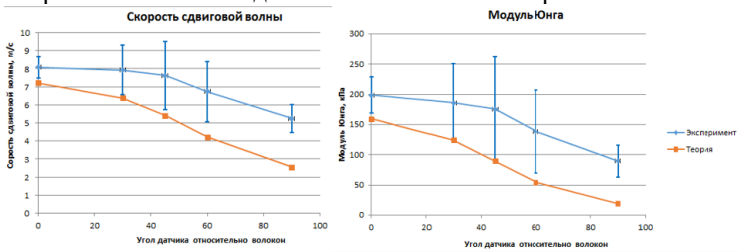


Рис. 11. Зависимость скорости сдвиговой волны и модуля Юнга от угла относительно волокон

Совокупность экспериментов показывает, что струнная модель в целом описывает наблюдаемую анизотропию мышцеподобных сред, однако имеет ограниченную область применимости. На результат влияют масштаб фантома, параметры волокон, степень натяжения, концентрация желатина и точность задания угла. Эти особенности необходимо учитывать при выборе геометрии измерения мышечной ткани методом эластографии сдвиговой волной.

В **§3.5** сформулированы выводы по результатам третьей главы.

Четвертая глава посвящена реализации метода определения параметра дисперсии сдвиговой волны (Shear Wave Dispersion, SWD).

В **§4.1** изложены положения модели Фойгта, используемой для описания вязкоупругих свойств среды и интерпретации дисперсии сдвиговой волны. В отличие от чисто упругой модели, вязкоупругая среда характеризуется не только модулем сдвига, но и вязкостью (Рис. 12). Для интерпретации используется модель Фойгта, в которой динамический модуль сдвига имеет вид:

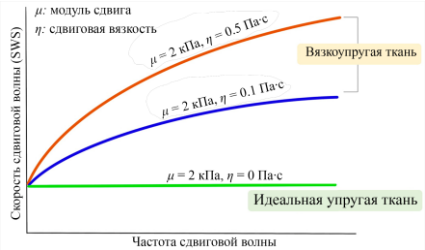


Рис. 12. Зависимость скорости сдвиговой волны от частоты в модели Фойгта

$$\mu_d = \mu_s + i\omega\eta. \quad (5)$$

Здесь μ_s — статический модуль сдвига, η — сдвиговая вязкость, ω — циклическая частота. В такой среде скорость сдвиговой волны зависит от частоты. При увеличении вязкости наклон дисперсионной кривой становится более выраженным. Сам наклон не тождествен коэффициенту вязкости, но коррелирует с ним и используется в качестве параметра SWD [18, 19, 20, 21].

В **§4.2** описан алгоритм реализации метода SWD на системе Verasonics. В разработанном алгоритме по временным зависимостям смещения формируется частотное представление с помощью быстрого преобразования Фурье. Для двух положений, разделенных расстоянием ΔL вдоль направления распространения, определяется разность фаз $\Delta\theta(\omega)$. Фазовая скорость на частоте ω рассчитывается по соотношению:

$$c_s(\omega) = \omega \frac{\Delta L}{\Delta\theta(\omega)}. \quad (6)$$

К исходным зависимостям смещения применяется кубическая интерполяция, а при обработке в частотной области — дополнение данных нулями для увеличения частотного разрешения. Значения скорости усредняются для каждой частоты; параметр SWD рассчитывается как градиент, то есть наклон зависимости скорости от частоты, и выражается в м/(с·кГц).

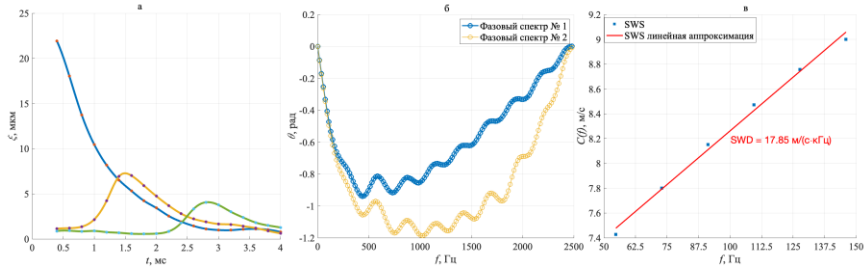


Рис. 13. Этапы определения параметра SWD: кривые смещения, фазовый спектр и частотная зависимость скорости

В **§4.3** приведены результаты измерений вязкоупругих характеристик калиброванных фантомов CIRS с использованием параметра SWD (Таблица 4). Экспериментальная проверка разработанного алгоритма выполнена на калиброванном фантоме CIRS Model 049. Полученные результаты сопоставлены с опубликованными данными измерений фантомов CIRS Model 039 [22]. Оба типа фантомов изготовлены из гидрогеля Zerdine. В работе сравниваются области с различными механическими характеристиками и анализируется изменение скорости и параметра SWD.

Таблица 4. Сравнение параметров SWD для фантомов CIRS 049 и CIRS 039

CIRS 049 (номер объекта)	Скорость сдвиговой волны C_s, м/с	Модуль сдвига μ, кПа	Параметр SWD, м/(с·кГц)	CIRS 039	Скорость сдвиговой волны C_s, м/с	Параметр SWD, м/(с·кГц)
Сфера 1	1.46	2.12	4.65	P1	0.83	7.05
Сфера 2	1.83	3.34	8.41	P2	1.47	10.38
Среда	2.63	6.91	17.85	P3	2.46	18.65
Сфера 3	3.25	10.56	24.33	P4	3.57	26.07

В CIRS 049 параметр SWD возрастал от 4,65 до 24,33 м/(с·кГц), а в опубликованных данных для CIRS 039 — от 7,05 до 26,07 м/(с·кГц). Основной результат анализа состоит в том, что вариативность параметра SWD при изменении механических свойств среды в 2–3 раза выше, чем вариативность непосредственно измеряемой скорости сдвиговой волны. Это позволяет рассматривать SWD как дополнительную количественную характеристику вязкоупругих свойств среды, дополняющую традиционную оценку упругости по скорости сдвиговой волны.

Выводы к главе 4 сформулированы в **§4.4**.

В **заключении** представлены основные результаты диссертации.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ДИССЕРТАЦИОННОЙ РАБОТЫ

1. Для обработки данных, получаемых методом Shear Wave Elasticity Imaging (SWEI) на акустической системе Verasonics, разработан программный интерфейс в среде MATLAB, позволяющий вычислять смещение частиц среды с точностью до единиц микрометров, визуализировать распространение

сдвиговой волны в срезе 1,05×1,05 см и автоматически определять скорость сдвиговой волны и модуль Юнга. Интерфейс включает фильтр отбраковки шумов с амплитудой менее 1 мкм и возможность выбора направления распространения волны.

2. Экспериментально подтверждена корректная работа интерфейса на калиброванном фантоме CIRS Model 049. Показано, что на границе сред с разной эластичностью скорость сдвиговой волны различна для направлений вправо и влево; расхождение достигало 35 %. Измерения центров сфер Types I–III дали результаты, близкие к паспортным значениям; сфера Type IV методом SWEI не измеряется.
3. Разработана и реализована на Verasonics методика Supersonic Shear Imaging (SSI), позволяющая генерировать квазиплоские сдвиговые волны с амплитудой до 100 мкм и получать карту распределения модуля Юнга на участке 30×30 мм. Предложены три варианта временной диаграммы импульсов, обеспечивающие скорость смещения фокуса до 12,5 м/с.
4. Создан алгоритм получения elasticity map с усреднением по пяти точкам для подавления шумов. Метод SSI позволил измерить жесткое включение Type IV с E≈65 кПа, недоступное для SWEI. Результаты Verasonics/SSI показали хорошую сходимость с данными экспертной системы Supersonic Aixplorer; расхождение для большинства объектов не превышало 15–20 %.
5. На примере ультразвукового фантома молочной железы BP1901 проведено сравнение методов SWEI и SSI при измерении 11 искусственных включений разных типов. Для гиперэхогенных неоднородных объектов получены близкие значения модуля Юнга на различных системах, а для гиперэхогенных однородных объектов установлено влияние жесткой оболочки на результат эластографии.
6. Исследованы анэхогенные объекты — имитаторы кист. Метод SWEI не дает значений модуля Юнга, тогда как SSI регистрирует малые значения 2–5 кПа вследствие усреднения данных на границе раздела сред. Визуализация распространения квазиплоской сдвиговой волны подтверждает прохождение фронта вокруг жидкостного включения.
7. Проведено сравнение эффективности визуального анализа в B-mode и эластографии сдвиговой волной. Наиболее сильное расхождение выявлено для гиперэхогенных однородных объектов; гиперэхогенные неоднородные и анэхогенные объекты хорошо идентифицируются обоими подходами, а гипо- и изоэхогенные объекты распознаются хуже.
8. Изучена возможность применения струнной модели скелетной мышцы. Проведены эксперименты по измерению скорости сдвиговых волн в фантомах мышечной ткани и в мышечной ткани животного происхождения. Полученные результаты в целом согласуются с теоретическими расчетами и демонстрируют выраженную анизотропию.
9. Определены границы применимости метода эластографии для исследования мышц и струнной модели. Наблюдаемые отклонения от теоретических зависимостей указывают на необходимость учета структуры, масштаба и геометрии конкретного объекта и условий эксперимента.

10. На системе Verasonics реализован метод определения параметра дисперсии сдвиговой волны (SWD) для оценки вязкоупругих характеристик среды. Разработан фазово-разностный алгоритм определения частотной зависимости скорости и параметра SWD с кубической интерполяцией и дополнением данных нулями; связь SWD с вязкостными свойствами интерпретируется в рамках модели Фойгта. Эксперименты на фантоме CIRS 049 и сопоставление с опубликованными данными для CIRS 039 показали, что параметр SWD обладает в 2–3 раза большей вариативностью при изменении механических свойств среды по сравнению со скоростью сдвиговой волны.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ ДЛЯ АВТОРЕФЕРАТА

1. **Хилл, К.** Ультразвук в медицине. Физические основы применения / К. Хилл, Дж. Бэмбер, Г. Хаар; ред. О. А. Сапожникова, В. А. Хохлова, Л. Р. Гаврилов. – 2-е изд., перераб. и доп. – Москва : ФИЗМАТЛИТ, 2008. – 544 с. – ISBN 978-5-9221-0894-2.
2. **Ophir, J.** Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues / J. Ophir, I. Céspedes, H. Ponnekanti [et al.] // Ultrasonic Imaging. – 1991. – Vol. 13. – № 2. – P. 111–134. – DOI 10.1177/016173469101300201.
3. **Руденко, О. В.** Мощный фокусированный ультразвук: нелинейные эффекты, возбуждение сдвиговых волн и медицинская диагностика / О. В. Руденко // Вестн. Моск. ун-та. Сер. 3. Физ. Астрон. – 1996. – № 6. – С. 16.
4. **Андреев, В. Г.** Наблюдение сдвиговой волны, возбужденной с помощью фокусированного ультразвука в резиноподобной среде / В. Г. Андреев, В. Н. Дмитриев, Ю. А. Пищальников [и др.] // Акустический журнал. – 1997. – Т. 43. – № 2. – С. 149–155.
5. **Sarvazyan, A. P.** Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics / A. P. Sarvazyan, O. V. Rudenko, S. D. Swanson [et al.] // Ultrasound in Medicine & Biology. – 1998. – Vol. 24. – № 9. – P. 1419–1435. – DOI 10.1016/S0301-5629(98)00110-0.
6. **Руденко, О. В.** Физические основы эластографии. Часть 2. Эластография на сдвиговой волне (лекция) / О. В. Руденко, Д. В. Сафонов, П. И. Рыхтик [и др.] // Радиология-Практика. – 2014. – № 4 (46). – С. 62–72.
7. **Tanter, M.** Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity: initial clinical results using supersonic shear imaging / M. Tanter, J. Bercoff, A. Athanasiou [et al.] // Ultrasound Med Biol. – 2008. – Vol. 34. – № 9. – P. 1373–1386. – DOI 10.1016/j.ultrasmedbio.2008.05.004.
8. **Bercoff, J.** Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping / J. Bercoff, M. Tanter, M. Fink // IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr. – 2004. – Vol. 51. – № 4. – P. 396–409. – DOI 10.1109/TUFFC.2004.1295425.
9. **Tanter, M.** Ultrafast imaging in biomedical ultrasound / M. Tanter, M. Fink // IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control. – 2014. – Vol. 61. – № 1. – P. 102–119. – DOI 10.1109/TUFFC.2014.6689779.

10. **Daigle, R.** Sequence Programming Manual. / R. Daigle. – Redmond, WA : Verasonics, Inc., 2011.
11. **Deng, Y.** Ultrasonic Shear Wave Elasticity Imaging Sequencing and Data Processing Using a Verasonics Research Scanner / Y. Deng, N. C. Rouze, M. L. Palmeri, K. R. Nightingale // IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control. – 2017. – Vol. 64. – № 1. – P. 164–176. – DOI 10.1109/TUFFC.2016.2614944.
12. **Митьков, В. В.** Оценка воспроизводимости результатов количественной ультразвуковой эластографии / В. В. Митьков, С. А. Хуако, Э. Р. Ампилогова, М. Д. Митькова // Ультразвуковая и функциональная диагностика. – 2011. – № 2. – С. 115–120.
13. **Palmeri, M. L.** RSNA QIBA ultrasound shear wave speed Phase II phantom study in viscoelastic media / M. L. Palmeri, K. Nightingale, S. Fielding // 2015 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS). – 2015. – DOI 10.1109/ULTSYM.2015.0283.
14. **Spivak, A. E.** Examination of the calibrated Blue Phantom BP1901 using shear wave elastography / A. E. Spivak, I. Yu. Demin, A. A. Lisin [et al.] // 2021 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT). – Yekaterinburg, Russia : IEEE, 2021. – P. 66–69. – DOI 10.1109/USBEREIT51232.2021.9455087.
15. **Руденко, О. В.** Волновая биомеханика скелетной мышцы / О. В. Руденко, А. П. Сарвазян // Акустический журнал. – 2006. – Т. 52. – № 6. – С. 833–846.
16. **Руденко, О. В.** Волновая анизотропия сдвиговой вязкости и упругости скелетной мышцы / О. В. Руденко, А. П. Сарвазян // Акустический журнал. – 2014. – Т. 60. – № 6. – С. 679--687.
17. **Руденко, О. В.** Скорость и затухание сдвиговых волн в фантоме мышцы – мягкой полимерной матрице с вмороженными натянутыми волокнами / О. В. Руденко, С. Н. Цюрюпа, А. П. Сарвазян // Акустический журнал. – 2016. – Т. 62. – № 5. – С. 609–615.
18. **Urban, M. W.** A Review of Shearwave Dispersion Ultrasound Vibrometry (SDUV) and its Applications / M. W. Urban, S. G. Chen, M. Fatemi // Current Medical Imaging Reviews. – 2012. – Vol. 8. – № 1. – P. 27–36.
19. **Chen, S.** Shearwave dispersion ultrasound vibrometry (SDUV) for measuring tissue elasticity and viscosity / S. Chen, M. W. Urban, C. Pislaru [et al.] // IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control. – 2009. – Vol. 56. – № 1. – P. 55–62. – DOI 10.1109/TUFFC.2009.1005.
20. **Chen, S.** Quantifying elasticity and viscosity from measurement of shear wave speed dispersion / S. Chen, M. Fatemi, J. F. Greenleaf // J. Acoust. Soc. Am. – 2004. – Vol. 115. – № 6. – P. 2781–2785. – DOI 10.1121/1.1739480.
21. **Спивак, А. Е.** Метод определения параметра дисперсии сдвиговой волны (SWD) в моделях мягких биологических тканей с использованием исследовательской системы Verasonics / А. Е. Спивак, И. Ю. Демин // Акустический журнал. – 2026. – Т. 72. – № 3. – С. 426–432. – DOI 10.7868/S3034500626030095.

22. **Korta Martiartu, N.** Sources of variability in shear wave speed and dispersion quantification with ultrasound elastography: a phantom study / N. Korta Martiartu, S. Nambiar, I. Nascimento Kirchner [et al.] // Ultrasound in Medicine & Biology. – 2021. – Vol. 47. – № 12. – P. 3529–3542.
23. **Cetinic, I.** Shear wave elastography and shear wave dispersion correlated to biopsy at the scheduled follow-up of pediatric liver grafts / I. Cetinic, C. de Lange, H. Boström [et al.] // Pediatric Transplantation. – 2023. – Vol. 27. – P. e14591. – DOI 10.1111/petr.14591.
24. **Демин, И. Ю.** Моделирование диагностического метода эластографии сдвиговой волной в акустической системе Verasonics с открытой архитектурой / И. Ю. Демин, А. Е. Спивак, А. А. Лисин // Проектирование и технология электронных средств. – 2019. – № 1. – С. 50–56.
25. **Демин, И. Ю.** Разработка экспериментально-теоретического метода нахождения упругих модулей резиноподобных материалов на базе акустической системы Verasonics / И. Ю. Демин, А. А. Лисин, А. Е. Спивак [и др.] // Проблемы прочности и пластичности. – 2020. – Т. 82. – № 4. – С. 458–470. – DOI 10.32326/1814-9146-2020-82-4-458-470.
26. **Спивак, А. Е.** Разработка для акустической системы Verasonics интерфейса по визуализации и измерению вязкоупругих характеристик мягких биологических тканей / А. Е. Спивак, А. А. Лисин, Л. А. Чукилева [и др.] // Материалы Всероссийской школы семинара Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине - 2017. – 2017. – С. 37–40.

СПИСОК РАБОТ АВТОРА ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Монографии

A1. **Gurbatov, S.** Shear Wave Propagation in Soft Biological Tissues: A Comparison of Numerical and Physical Modeling / S. Gurbatov, I. Demin, A. Lisin [et al.] // Advanced Structured Materials, Volume 141. Springer Science and Business Media Deutschland GmbH. – 2021. – P. 175–181. – DOI 10.1007/978-3-030-54928-2_14.

Статьи в рецензируемых научных изданиях, входящих в перечень ВАК

A2. **Демин, И. Ю.** Эластография сдвиговой волной: физическое моделирование на акустической системе Verasonics и численное моделирование в toolbox k-Wave / И. Ю. Демин, А. А. Лисин, А. Е. Спивак, Д. Д. Шнейдман // Учен. зап. физ. фак-та Моск. ун-та. – 2018. – № 6. 1860101(С. 1–5).
A3. **Демин, И. Ю.** Моделирование диагностического метода эластографии сдвиговой волной в акустической системе Verasonics с открытой архитектурой / И. Ю. Демин, А. Е. Спивак, А. А. Лисин // Проектирование и технология электронных средств. – 2019. – № 1. – С. 50–56.

А4. **Спивак, А. Е.** Supersonic Shear Imaging: описание и реализация метода на акустической системе Verasonics / А. Е. Спивак, И. Ю. Демин, А. А. Лисин, А. Е. Симонов // Учен. зап. физ. фак-та Моск. ун-та. – 2019. – № 5. 1950102(С. 1–5).

А5. **Лисин, А. А.** Численное моделирование, визуализация, и подсчет скорости сдвиговых волн в мягких биологических тканях / А. А. Лисин, С. Н. Гурбатов, И. Ю. Демин, А. Е. Спивак // Учен. зап. физ. фак-та Моск. ун-та. – 2019. – № 5. 1950101(С. 1–5).

А6. **Демин, И. Ю.** Разработка экспериментально-теоретического метода нахождения упругих модулей резиноподобных материалов на базе акустической системы Verasonics / И. Ю. Демин, А. А. Лисин, А. Е. Спивак [и др.] // Проблемы прочности и пластичности. – 2020. – Т. 82. – № 4. – С. 458–470.

А7. **Демин, И. Ю.** Новый критерий оценки объектов различной жесткости при эластометрии сдвиговой волной - модуль разности жесткости объекта и окружающей среды / И. Ю. Демин, П. И. Рыхтик, А. Е. Спивак, Д. В. Сафонов // Современные технологии в медицине. – 2022. – Т. 14. – № 5. – С. 5–14.

Переводная версия:

Demin, I. Y. A New Criterion for Shear Wave Elastometric Assessment Using Modulus of Stiffness Difference between Object and Environment / I. Y. Demin, P. I. Rykhtik, A. E. Spivak, D. V. Safonov // Sovrem Tekhnologii Med. – 2022. – Vol. 14. – № 5. – P. 5–13. –DOI 10.17691/stm2022.14.5.01.

А8. **Спивак, А. Е.** Метод определения параметра дисперсии сдвиговой волны (SWD) в моделях мягких биологических тканей с использованием исследовательской системы Verasonics / А. Е. Спивак, И. Ю. Демин // Акуст. журн. – 2026. – Т. 72. – № 3. – С. 426–432.

Переводная версия:

Spivak, A. E. Method for Determining the Shear Wave Dispersion (SWD) Parameter in Models of Soft Biological Tissues Using a Verasonics Research System / A. E. Spivak, I. Yu. Demin // Acoustical Physics. – 2026. – Vol. 72. – № 3. – P. 461–466. (in press).

Свидетельства о государственной регистрации программ для ЭВМ

А9. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2025665887 Российская Федерация. Реализация метода Supersonic Shear Imaging для ультразвуковой системы Verasonics: заявл. 19.05.2025: опубл. 19.06.2025 / Спивак А.Е., Демин И.Ю.; заявитель федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского».

A10. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2026669258 Российская Федерация. Реализация метода Shear Wave Dispersion для ультразвуковой системы Verasonics: заявл. 24.06.2026: опубл. 09.07.2026 / Спивак А.Е., Демин И.Ю.; заявитель федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского».

Тезисы докладов

A11. **Спивак, А. Е.** Физическое и численное моделирование эластографии сдвиговой волной / А. Е. Спивак, А. А. Лисин, И. Ю. Демин // Сборник трудов 13-й Международной научно-технической конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии–ФРЭМЭ 2018». Владимир: Изд. ВладГУ. Книга 1. – С. 275–278.

A12. **Spivak, A.** Physical and numerical modeling of shear wave elasticity imaging / A. Spivak, A. Lisin // Conference abstracts International Student Conference “Science and Progress-2018” — SPb.: SOLO, 2018. – P. 204.

A13. **Спивак, А. Е.** Supersonic Shear Imaging: описание модели и написание алгоритма реализации для работы с системой Verasonics / А. Е. Спивак, И. Ю. Демин // Математическое моделирование и суперкомпьютерные технологии. Труды XX Международной конференции (Н. Новгород, 23–27 ноября 2020 г.) / Под ред. проф. В.П. Гергеля. Нижний Новгород: Изд-во Нижегородского госуниверситета. – 2020. – С. 242–246.

A14. **Демин, И. Ю.** Измерения вязко-упругих характеристик мягких биологических тканей (фантомы и скелетные мышцы), используя эластографию сдвиговой волны (реализовано в системах Verasonics и Siemens Acusson) / И. Ю. Демин, Д. Д. Шнейдман, А. Е. Спивак [и др.] // Труды II Всероссийской акустической конференции, совмещенной с XXX сессией Российского акустического общества (Н. Новгород, 6–9 июня 2017 г.). Н. Новгород, ИПФ РАН. – 2017. – С. 1542–1543.

A15. **Шнейдман, Д. Д.** Определение вязкоупругих характеристик биологических тканей методом эластографии сдвиговой волной / Д. Д. Шнейдман, А. Е. Спивак, И. Ю. Демин // Тезисы докладов 70-й Всероссийской школы-конференции молодых ученых "Биосистемы: организация, поведение, управление" (Н. Новгород, 26–28 апреля 2017 г.). Н. Новгород, изд. ННГУ. – 2017. – С. 179.

A16. **Демин, И. Ю.** Эластография сдвиговой волной: физическое моделирование на акустической системе Verasonics и численное моделирование в toolbox k-Wave / И. Ю. Демин, А. А. Лисин, А. Е. Спивак, Д. Д. Шнейдман // Сборник трудов XVI Всероссийской школы-семинара «Волновые явления в неоднородных средах» имени А.П. Сухорукова («Волны-2018»). Секция 8 «Акустика неоднородных сред». М.: МГУ. – С. 21–23.

A17. **Спивак, А. Е.** Обработка данных в реальном времени на акустической системе Verasonics / А. Е. Спивак, А. Е. Лисин, И. Ю. Демин // Математика и математическое моделирование. Сборник материалов XIII Всероссийской

молодежной научно-инновационной школы _ Саров: «Интерконтакт». – 2019. – С. 89–90.

A18. **Спивак, А. Е.** Реализация метода Supersonic Shear Imaging на акустической системе Verasonics и сравнение с методом SWEI / А. Е. Спивак, И. Ю. Демин // Труды XXIII научной конференции по радиофизике, посвященной 100-летию со дня рождения Н.А. Железцова (Нижний Новгород, 13–21 мая 2019 г.). Нижний Новгород: ННГУ. – 2019. – С. 442–445.

A19. **Спивак, А. Е.** Физическое и численное моделирование, клинические исследования различных режимов эластографии сдвиговой волной мягких биологических тканей / А. Е. Спивак, А. А. Лисин, И. Ю. Демин [и др.] // Труды XXXII Сессии Российского акустического общества (электронное издание). М.: ГЕОС. – 2019. – С. 790–795.

A20. **Спивак, А. Е.** Исследование фантома молочной железы фирмы Blue Phantom методами эластографии сдвиговой волны / А. Е. Спивак, И. Ю. Демин, А. А. Лисин [и др.] // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2019: Сборник статей Всерос. школы-семинара / под ред. проф. А. В. Скрипаля. Саратов: Изд-во Саратовский источник. – 2019. – С. 27–29.

A21. **Спивак, А. Е.** Измерение сдвигового затухания в мягких биологических тканях с использованием акустической системы VERASONICS / А. Е. Спивак, И. Ю. Демин // Труды XXIV научной конференции по радиофизике, посвящённой 75-летию радиофизического факультета. Нижний Новгород, ННГУ. – 2020. – С. 353–355.

A22. **Spivak, A. E.** Description and implementation of the Supersonic Shear Imaging method on the Verasonics research system / A. E. Spivak, I. Yu. Demin // Journal of Physics: Conference Series. – 2020. – Vol. 1694. – P. 012018 (1–7). – DOI 10.1088/1742-6596/1694/1/012018.

A23. **Spivak, A. E.** Examination of the Calibrated Blue Phantom BP1901 using Shear Wave Elastography / A. E. Spivak, A. A. Lisin, D. V. Safonov [et al.] // Proceedings - 2021 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology, USBEREIT 2021. – 2021. – P. 0066–0069. – DOI 10.1109/USBEREIT51232.2021.9455087.

A24. **Спивак, А. Е.** Сравнение работы методов эластографии сдвиговой волной на различных ультразвуковых установках на примере измерения фантома BP1901 / А. Е. Спивак, И. Ю. Демин // Труды XXV научной конференции по радиофизике, ННГУ, май 2021. Нижний Новгород. Изд ННГУ. – 2021. – С. 391–392.

A25. **Sinitsyn, P. M.** Using the automated Verasonics system for physical modeling of skeletal muscle biomechanics / P. M. Sinitsyn, I. Y. Demin, A. A. Lisin [et al.] // Journal of Physics: Conference Series. – 2021. – Vol. 2134. – P. 012006(1–7). – DOI 10.1088/1742-6596/2134/1/012006.

A26. **Спивак, А. Е.** Исследование ультразвукового фантома молочной железы BP1901 фирмы Blue Phantom с использованием эластографии сдвиговой волной / А. Е. Спивак, И. Ю. Демин, П. И. Рыхтик, Д. В. Сафонов // Сборник Трудов XXXIV сессии Российского акустического общества. – М., ГЕОС, 2022, С. 973–980.

A27. **Демин, И. Ю.** Применение эластографии сдвиговой волной для исследования вязко-упругих свойств скелетных мышц: физическое и численное моделирование / И. Ю. Демин, А. А. Лисин, М. А. Петрова [и др.] // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии : XV Международная научная конференция с научной молодежной школой ИМ. И.Н. Спиридонова ФРЭМЭ'2022, Владимир-Суздаль: ООО "Графика", 2022. – С. 170–173.
A28. **Ампилов, П. С.** Определение параметра дисперсии сдвиговых волн (SWD) для фантомов мягких биологических тканей / П. С. Ампилов, И. Ю. Демин, А. Е. Спивак // Труды XXVII научной конференции по радиофизике, ННГУ, Нижний Новгород, 2023. – С. 428–430.
A29. **Спивак, А. Е.** Исследование метода определение параметра дисперсии сдвиговых волн (SWD) на примере измерения фантомов мягких биологических тканей / А. Е. Спивак, И. Ю. Демин // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине - 2024 : Сборник статей Всероссийской школы-семинара, Саратов: Саратовский источник, 2024. – С. 79–82.
A30. **Спивак, А. Е.** Метод определения дисперсионных характеристик сдвиговых волн (SWD) в моделях мягких биологических тканей / А. Е. Спивак, И. Ю. Демин // "Волновые явления: физика и применения" имени профессора А.П. Сухорукова ("Волны-2025") : Сборник трудов XXXVI Всероссийской школы-семинара, Москва: Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, 2025. – С. 328–330.
A31. **Демин, И. Ю.** Использование акустической системы VERASONICS для задач ультразвуковой диагностики (эластография SWEI, SWD параметр, H-SCAN) / И. Ю. Демин, А. Е. Спивак // Сборник трудов IV Всероссийской акустической конференции, совмещенной с XXXVIII сессией Российского научно-технического акустического общества, Нижний Новгород, 2026. – С. 1105–1110.

ОГЛАВЛЕНИЕ ДИССЕРТАЦИИ

ВВЕДЕНИЕ
ГЛАВА 1. РЕАЛИЗАЦИЯ МЕТОДА SHEAR WAVE ELASTICITY IMAGING (SWEI) В АКУСТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЕ VERASONICS С ОТКРЫТОЙ АРХИТЕКТУРОЙ
1.1 Описание акустической системы Verasonics с открытой архитектурой
1.1.1 Компоненты системы
1.1.2 Компоненты сигнального пути
1.2 Сдвиговые волны. Модули сдвига и Юнга как показатели упругости
1.3 Метод Shear Wave Elasticity Imaging и его реализация в Verasonics
1.3.1 Параметры импульсной последовательности при реализации SWEI
1.4 Обработка данных, полученных в ходе работы метода SWEI на Verasonics
1.4.1 Алгоритм вычисления функции смещения частичек среды
1.4.2 Визуализация сдвиговой волны
1.4.3 Программа-интерфейс для получения абсолютных значений скорости сдвиговых волн и модуля Юнга
1.5 Измерение калиброванного фантома CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom – Spherical методом SWEI
1.6 Выводы к первой главе
ГЛАВА 2. МЕТОД УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ SUPERSONIC SHEAR IMAGING (SSI) И ЕГО РЕАЛИЗАЦИЯ НА АКУСТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЕ VERASONICS
2.1 Метод SSI. Формирование квазиплоских сдвиговых волн
2.2 Реализация метода SSI на Verasonics
2.3 Обработка данных, полученных в ходе работы метода SSI на Verasonics. Алгоритм получения elasticity map
2.3.1 Алгоритм визуализации формирования и распространения квазиплоских сдвиговых волн
2.3.2 Алгоритм получения elasticity map
2.4 Измерение калиброванного фантома CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom – Spherical методом SSI
2.5 Выводы ко второй главе
ГЛАВА 3. ИССЛЕДОВАНИЕ ОСОБЕННОСТЕЙ ОЦЕНКИ ВЯЗКОУПРУГИХ ХАРАКТЕРИСТИК УЛЬТРАЗВУКОВЫМИ ДИАГНОСТИЧЕСКИМИ МЕТОДАМИ НА ПРИМЕРЕ ФАНТОМА МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ BP1901 ФИРМЫ BLUE PHANTOM И ФАНТОМОВ СКЕЛЕТНОЙ МЫШЦЫ
3.1 Описание особенностей ультразвукового фантома молочной железы фирмы Blue Phantom
3.1.1 Описание программы ImageJ для оценки контрастности включений в ультразвуковом фантоме
3.1.2 Описание включений в ультразвуковом фантоме BP1901. Сравнение контрастных характеристик
3.2 Измерение ультразвукового фантома молочной железы фирмы Blue Phantom методами эластографии сдвиговой волной (методы SWEI и SSI)
3.2.1 Особенности измерения вязкоупругих характеристик в анэхогенных включениях методами эластографии сдвиговой волной
3.2.2 Сравнение метода визуального анализа исследуемого объекта с методами эластографии сдвиговой волной для определения типа включения
3.3 Описание и строение мышечной ткани. Физические модели мышечной ткани
3.3.1 Модель Дещеревского
3.3.2 Струнная (анизотропийная) модель мышечной ткани
3.4 Определение упругих характеристик фантомов скелетной мышцы методом эластографии сдвиговой волной
3.4.1 Желатиновые фантомы с резиновыми нитями
3.4.2 Эксперименты с тканями животного происхождения
3.4.3 Желатиновые фантомы с лесками
3.5 Выводы к третьей главе
ГЛАВА 4. МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПАРАМЕТРА ДИСПЕРСИИ СДВИГОВОЙ ВОЛНЫ (SHEAR WAVE DISPERSION) В МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОЙ СИСТЕМЫ VERASONICS
4.1 Модель Фойгта
4.2 Алгоритм реализации метода Shear Wave Dispersion (SWD)
4.3 Измерение вязкоупругих характеристик калиброванных фантомов CIRS с использованием метода дисперсии сдвиговой волны
4.4 Выводы к четвертой главе
ЗАКЛЮЧЕНИЕ
ПУБЛИКАЦИИ АВТОРА ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ