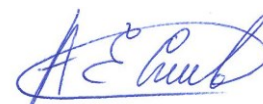


МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ
ФЕДЕРАЦИИ
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ «НАЦИОНАЛЬНЫЙ
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ НИЖЕГОРОДСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
УНИВЕРСИТЕТ ИМ. Н.И. ЛОБАЧЕВСКОГО»

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

Диссертация

на соискание ученой степени

кандидата физико-математических наук

Научный руководитель:

кандидат физико-математических наук, доцент

Демин Игорь Юрьевич

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	5
ГЛАВА 1. РЕАЛИЗАЦИЯ МЕТОДА SHEAR WAVE ELASTICITY IMAGING (SWEI) В АКУСТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЕ VERASONICS С ОТКРЫТОЙ АРХИТЕКТУРОЙ	18
1.1 ОПИСАНИЕ АКУСТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ VERASONICS С ОТКРЫТОЙ АРХИТЕКТУРОЙ.....	18
1.1.1 Компоненты системы.....	20
1.1.2 Компоненты сигнального пути	22
1.2 СДВИГОВЫЕ ВОЛНЫ. МОДУЛИ СДВИГА И ЮНГА КАК ПОКАЗАТЕЛИ УПРУГОСТИ	26
1.3 МЕТОД SHEAR WAVE ELASTICITY IMAGING И ЕГО РЕАЛИЗАЦИЯ В VERASONICS	29
1.3.1 Параметры импульсной последовательности при реализации SWEI	31
1.4 ОБРАБОТКА ДАННЫХ, ПОЛУЧЕННЫХ В ХОДЕ РАБОТЫ МЕТОДА SWEI НА VERASONICS	33
1.4.1 Алгоритм вычисления функции смещения частичек среды	33
1.4.2 Визуализация сдвиговой волны.....	34
1.4.3 Программа-интерфейс для получения абсолютных значений скорости сдвиговых волн и модуля Юнга	37
1.5 ИЗМЕРЕНИЕ КАЛИБРОВАННОГО ФАНТОМА CIRS MODEL 049 ELASTICITY QA PHANTOM – SPHERICAL МЕТОДОМ SWEI.....	41
1.6 ВЫВОДЫ К ПЕРВОЙ ГЛАВЕ.....	44
ГЛАВА 2. МЕТОД УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ SUPERSONIC SHEAR IMAGING (SSI) И ЕГО РЕАЛИЗАЦИЯ НА АКУСТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЕ VERASONICS.....	46
2.1 МЕТОД SSI. ФОРМИРОВАНИЕ КВАЗИПЛОСКИХ СДВИГОВЫХ ВОЛН	46

2.2 РЕАЛИЗАЦИЯ МЕТОДА SSI НА VERASONICS	49
2.3 ОБРАБОТКА ДАННЫХ, ПОЛУЧЕННЫХ В ХОДЕ РАБОТЫ МЕТОДА SSI НА VERASONICS. АЛГОРИТМ ПОЛУЧЕНИЯ ELASTICITY MAP	52
2.3.1 Алгоритм визуализации формирования и распространения квазиплоских сдвиговых волн.....	52
2.3.2 Алгоритм получения <i>elasticity map</i>	55
2.4 ИЗМЕРЕНИЕ КАЛИБРОВАННОГО ФАНТОМА CIRS MODEL 049 ELASTICITY QA PHANTOM – SPHERICAL МЕТОДОМ SSI.....	58
2.5 ВЫВОДЫ КО ВТОРОЙ ГЛАВЕ	61
ГЛАВА 3. ИССЛЕДОВАНИЕ ОСОБЕННОСТЕЙ ОЦЕНКИ ВЯЗКОУПРУГИХ ХАРАКТЕРИСТИК УЛЬТРАЗВУКОВЫМИ ДИАГНОСТИЧЕСКИМИ МЕТОДАМИ НА ПРИМЕРЕ ФАНТОМА МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ BP1901 ФИРМЫ BLUE PHANTOM И ФАНТОМОВ СКЕЛЕТНОЙ МЫШЦЫ	63
3.1 ОПИСАНИЕ ОСОБЕННОСТЕЙ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ФАНТОМА МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ ФИРМЫ BLUE PHANTOM	63
3.1.1 Описание программы <i>ImageJ</i> для оценки контрастности включений в ультразвуковом фантоме.....	64
3.1.2 Описание включений в ультразвуковом фантоме BP1901. Сравнение контрастных характеристик	65
3.2 ИЗМЕРЕНИЕ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ФАНТОМА МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ ФИРМЫ BLUE PHANTOM МЕТОДАМИ ЭЛАСТОГРАФИИ СДВИГОВОЙ ВОЛНОЙ (МЕТОДЫ SWEI И SSI)	68
3.2.1. Особенности измерения вязкоупругих характеристик в анэхогенных включениях методами эластографии сдвиговой волной	70
3.2.2 Сравнение метода визуального анализа исследуемого объекта с методами эластографии сдвиговой волной для определения типа включения	72
3.3 ОПИСАНИЕ И СТРОЕНИЕ МЫШЕЧНОЙ ТКАНИ. ФИЗИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ МЫШЕЧНОЙ ТКАНИ	74

3.3.1. Модель Децереvского	75
3.3.2. Струнная (анизотропная) модель мышечной ткани.	76
3.4 ОПРЕДЕЛЕНИЕ УПРУГИХ ХАРАКТЕРИСТИК ФАНТОМОВ СКЕЛЕТНОЙ МЫШЦЫ МЕТОДОМ ЭЛАСТОГРАФИИ СДВИГОВОЙ ВОЛНОЙ	82
3.4.1. Желатиновые фантомы с резиновыми нитями	82
3.4.2. Эксперименты с тканями животного происхождения.....	83
3.4.3. Желатиновые фантомы с лесками	85
3.5 Выводы к третьей главе.....	92
ГЛАВА 4. МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПАРАМЕТРА ДИСПЕРСИИ СДВИГОВОЙ ВОЛНЫ (SHEAR WAVE DISPERSION) В МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОЙ СИСТЕМЫ VERASONICS.....	95
4.1 Модель Фойгта	95
4.2 АЛГОРИТМ РЕАЛИЗАЦИИ МЕТОДА SHEAR WAVE DISPERSION (SWD)	97
4.3 ИЗМЕРЕНИЕ ВЯЗКОУПРУГИХ ХАРАКТЕРИСТИК КАЛИБРОВАННЫХ ФАНТОМОВ CIRS С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МЕТОДА ДИСПЕРСИИ СДВИГОВОЙ ВОЛНЫ.....	100
4.4 Выводы к четвертой главе	102
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	104
ПУБЛИКАЦИИ АВТОРА ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ	107
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	113

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность работы

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. Одним из основных направлений такого развития стала ультразвуковая эластография [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7]. Преимущества этих методов состоят в том, что они являются объективными, количественными, независимыми от врача-диагноста и обладают высоким пространственным и временным разрешением.

Одним из наиболее информативных методов эластографии на сегодняшний день является эластография сдвиговой волной (Shear Wave Elasticity Imaging, SWEI) [8, 9, 10, 11, 12, 13, 14]. Данный метод был представлен в 1998 году, и сейчас он интегрируется в большую часть диагностических ультразвуковых систем экспертного класса (Siemens Acuson S2000, LOGIQ E9). Данный метод позволяет по измерениям скоростей сдвиговых волн в среде оценить упругие свойства мягких биологических тканей, а именно модуль Юнга. Модуль Юнга является диагностическим параметром. Используя данный показатель, создано несколько шкал по установлению диагноза на основе показателя модуля Юнга в исследуемом объекте. Одним из ярких примеров является шкала METAVIR, которая

позволяет оценить степень фиброза печени по упругим характеристикам органа [15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23].

Сегодня рак молочной железы остается серьезной проблемой для здоровья женщин во всем мире. Рак молочной железы является основной причиной смерти от рака у женщин в возрасте от 20 до 59 лет и вторым после рака легких у женщин в возрасте 60 лет и старше. Существует вероятность того, что 1 из 8 женщин в течение жизни подвержены риску развития рака молочной железы. Появляющиеся методы эластографии представляют большой интерес в качестве дополнения к сонографии молочной железы, чтобы улучшить ее чувствительность и специфичность для диагностики рака [24, 25, 26, 27]. Эластографии сдвиговой волной уделяется в последние годы все большее внимание в качестве нового способа различения грудных образований. В связи с этим представляет большой интерес изучение коммерческих фантомов, которые представляют собой макет молочной железы с различными вложениями.

Однако в связи со сложностью в реализации методов эластографии сдвиговой волной производители устанавливают аппаратные и программные компоненты только в ультразвуковые системы экспертного класса, которые в свою очередь применяются только в наиболее крупных частных и федеральных медицинских учреждениях, которые чаще всего находятся в региональных центрах страны. В больницах и клиниках с меньшим уровнем финансирования применяется техника классом ниже, в которой не всегда может быть реализован даже наиболее распространённый на данный момент метод измерения вязкоупругих характеристик – компрессионная эластография. Из-за этого врачам-диагностам приходится полагаться только на визуальную оценку и свой опыт при анализе исследуемой возможной патологии и выставлении рекомендаций на дальнейшие действия. В связи с этим также возникает интерес в сравнении возможностей визуального анализа с методами эластографии при определении типа образования.

Помимо оценки упругих свойств (модуля Юнга), важную диагностическую информацию несёт вязкость мягких биологических тканей,

которая также изменяется при патологических процессах (воспалении, фиброзе, отёке). Для её количественного измерения в последние годы развивается метод дисперсии сдвиговой волны (Shear Wave Dispersion, SWD), основанный на анализе частотной зависимости скорости сдвиговой волны. В рамках модели вязкоупругой среды Фойгта крутизна дисперсионной кривой коррелирует с коэффициентом сдвиговой вязкости, что позволяет получать дополнительный диагностический параметр [28, 29]. Однако реализация метода SWD на коммерческих ультразвуковых системах ограничена из-за закрытости алгоритмов обработки сигналов, что делает актуальной его реализацию на исследовательской платформе с открытой архитектурой (Verasonics) для последующей оценки диагностической ценности в клинических приложениях.

Степень разработанности темы

На сегодняшний день степень научной разработанности круга исследований в области ультразвуковой эластографии и эластометрии можно охарактеризовать, как высокую в области общих теоретических представлений и базового клинического применения, однако крайне неравномерную и недостаточную в плоскости открытой программно-аппаратной реализации комплексных алгоритмов, кросс-платформенной метрологической стандартизации и дифференциальной оценки вязкоупругих свойств сред.

Теоретический базис сдвиговой эластометрии и методов дистанционного возбуждения сдвиговых волн формировался в течение последних сорока лет на стыке нелинейной акустики, механики сплошных сред и теории волн.

Фундаментальный вклад в понимание механизмов радиационного силового воздействия ультразвуковых пучков на поглощающие и рассеивающие биологические среды, а также в математическое описание генерации сдвиговых волн, заложен в классических работах отечественной школы акустики [8, 9, 30]. Моделирование диагностических режимов и аналитическое описание поведения сдвиговых волн в различных средах

подробно представлены в теоретических трудах по биомедицинской акустике и нелинейным волновым процессам [31, 32].

За рубежом пионерские работы по формированию концепции эластографии деформации (Strain Elastography) связаны с трудами J. Ophir [33], а методы оценки сдвиговых волн (Shear Wave Elasticity Imaging — SWEI) на основе импульсного акустического радиационного давления (ARFI) детально описаны K. Nightingale и A.P. Sarvazyan [10, 34]. Теоретическое обоснование и практическая реализация концепции «сверхзвукового» излучателя (Supersonic Shear Imaging — SSI) предложены в фундаментальном исследовании J. Bercoff, M. Tanter и M. Fink [25, 35, 36]. Ими было доказано, что последовательная фокусировка ультразвуковых импульсов вглубь ткани со скоростью, превышающей скорость распространения сдвиговых волн, позволяет формировать плоские конические фронты высокой интенсивности, что кардинально повышает отношение сигнал/шум при картировании жесткости сред.

Исторически алгоритмы формирования луча (beamforming), последовательности импульсов (pulse sequences) и методы обработки эхо-сигналов являлись интеллектуальной собственностью и «черным ящиком» коммерческих производителей медицинской техники. Это создавало непреодолимый барьер для университетских исследовательских групп, лишая их возможности модифицировать физические параметры зондирования и извлекать необработанные (RF) данные.

Ситуация коренным образом изменилась с появлением ультразвуковых систем с открытой программно-аппаратной архитектурой, среди которых мировым стандартом де-факто стала платформа Verasonics (включая ранние модификации V-1). Возможности данной системы по гибкому управлению каждым отдельным пьезоэлементом матрицы датчика в реальном времени описаны в работах разработчиков платформы [37], а также в многочисленных статьях передовых лабораторий [38, 39, 40, 41].

Тем не менее, в открытой научной литературе практически отсутствуют исчерпывающие описания сквозных программных кодов и библиотек

(например, в среде MATLAB), реализующих одновременно классический метод точечной эластометрии SWEI, двумерное сверхзвуковое картирование SSI и оценку дисперсии SWD на одной аппаратной платформе. Большинство публикуемых зарубежными авторами скриптов оптимизированы под узкоспециализированные лабораторные задачи и не предполагают комплексной кросс-платформенной верификации, доступной для воспроизведения другими исследователями.

Одной из наиболее острых и нерешенных проблем современной ультразвуковой эластометрии остается низкая межплатформенная воспроизводимость количественных результатов. Скорость сдвиговой волны (C_s , м/с) и рассчитываемый на ее основе модуль Юнга (E , кПа) для одного и того же биологического объекта могут значительно варьироваться при измерении на аппаратах разных производителей. Это обусловлено различиями в частотах возбуждения, геометрии датчиков, алгоритмах корреляции (например, Loupas-алгоритм, взаимная корреляция 1D/2D) и методах фильтрации шумов.

В области валидации и калибровки ультразвуковых систем общепризнанным подходом является использование тканеэквивалентных калиброванных фантомов. В работах зарубежных исследователей T. Hall, M. Palmeri показана высокая эффективность применения фантомов компании CIRS (в частности, модели CIRS 049 Elasticity QA Phantom) для оценки точности систем [42, 43].

В отечественной практике пионерами клинического сопоставления и внедрения коммерческих ультразвуковых диагностических систем с внедренным режимом эластометрии сдвиговых волн стали А. В. Борсуков, А. Н. Сенча [44, 45, 46]. Ими накоплен колоссальный опыт работы с экспертными клиническими системами, такими как Siemens Acuson S2000 (где впервые была коммерциализирована технология ARFI/SWEI под маркой Virtual Touch) и Supersonic Aixplorer (эталонная система реализации режима SSI). Однако в данных работах сравнение проводится на уровне клинической эффективности для диагностики фиброза печени или рака молочной железы. Задача прямого сопоставления оригинальных программных алгоритмов, написанных

исследователем на открытой системе Verasonics, с жестко зашитыми алгоритмами коммерческих систем Siemens и Supersonic на базе одного и того же калиброванного фантома CIRS 049 ранее в отечественной литературе комплексно не ставилась.

Подавляющее большинство используемых в клинической практике УЗ-сканеров работает в рамках приближения *чисто упругой среды* (модель Гука), где скорость сдвиговой волны однозначно определяет жесткость, $E = 3\rho C_s^2$. Однако реальные биологические ткани (печень при воспалении, ткани молочной железы, мышцы) являются *вязкоупругими*. Игнорирование вязкого компонента приводит к систематическим ошибкам в определении модуля Юнга и потере важной диагностической информации, поскольку вязкость напрямую коррелирует с наличием отека, некроза или воспалительной инфильтрации.

Изучению вязкоупругости с помощью ультразвука посвящены фундаментальные работы K. Parker и J. L. Gennisson [47, 48]. Одним из наиболее перспективных методов разделения упругости и вязкости является анализ сдвиговой дисперсии (Shear Wave Dispersion — SWD), основанный на том, что в вязкой среде фазовая скорость сдвиговой волны зависит от частоты.

Для апробации таких передовых методов требуются сложные гетерогенные фантомы, имитирующие реальную анатомию и архитектуру органов. Фантомы молочной железы, такие как Blue Phantom BP1901, представляют интерес для исследования особенностей распространения сдвиговых волн и оценки применимости различных методов эластографии в гетерогенных средах.

Цель 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.

Задачи работы

Для достижения поставленной цели, в начале работы были поставлены следующие задачи:

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 впервые 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 значимость работы

Представленные в диссертации результаты вносят вклад в развитие методов ультразвуковой эластографии сдвиговой волной. Реализация на платформе с открытой архитектурой Verasonics методов Shear Wave Elasticity Imaging (SWEI), Supersonic Shear Imaging (SSI) и метода дисперсии сдвиговой волны (SWD) позволяет проводить прямое сравнение их эффективности в идентичных экспериментальных условиях. Разработанные алгоритмы вычисления смещения частиц среды, визуализации сдвиговых и квазиплоских волн, а также построения карт упругости и дисперсионных кривых могут служить основой для дальнейшего совершенствования количественных методов оценки вязкоупругости биологических тканей. Полученные экспериментальные данные о влиянии границ раздела, неоднородности и вязкоупругих свойств среды на распространение сдвиговых волн расширяют представления об особенностях количественной оценки механических характеристик неоднородных мягких сред методами эластографии сдвиговой волной.

Практическая значимость работы

Разработанные в диссертации алгоритмы реализации методов SSI и SWD на акустической системе Verasonics могут быть использованы для создания и отладки новых диагностических методик, а также для обучения специалистов в области медицинской акустики. Предложенный программный интерфейс для автоматизированного расчёта модуля Юнга и визуализации сдвиговых волн применим при проведении физического моделирования на фантомах. Результаты сравнительного анализа эластографии сдвиговой волной и визуального (B-mode) исследования на фантоме молочной железы BP1901 помогают врачам-диагностам, работающим на ультразвуковых аппаратах без режимов эластографии, принимать обоснованные решения о направлении пациентов на дополнительное исследование. Полученные

количественные данные о модуле Юнга различных типов включений фантома BP1901 и параметре SWD калиброванных фантомов CIRS могут использоваться при разработке эталонных фантомов и тест-объектов для калибровки коммерческих систем с внедренными методами эластографии. Метод SWD, реализованный на Verasonics, открывает возможность получения параметра, чувствительного к вязкости биологических тканей, без использования относительных шкал, что перспективно для ранней диагностики воспалительных и фиброзных изменений.

Результаты работы использовались для выполнения проектов:

- Российского научного фонда (проект № 14-12-00882 «Статистические, регулярные и обратные задачи физики нелинейных слабо диспергирующих волн и структур»).
- Российского Фонда Фундаментальных Исследований (проект № 18-42-520056 «Ультразвуковая диагностика мягких биологических тканей и жидкостей: физическое и численное моделирование, проведение клинических испытаний»)
- Государственного задания № 0729-2020-0040
- Государственного задания № FSWR-2023-0031
- Государственного задания № FSWR-2026-0017

Методология и методы исследования

В диссертационной работе при решении поставленных задач использовался комплексный подход, сочетающий методы математической физики, компьютерного моделирования и акустического эксперимента.

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 жёсткие 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 расчётных 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 проведенных исследований и выводов

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

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 (USBREIT), 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

Публикации

Основные результаты опубликованы в 31 работе. Среди которых 1 монография, 7 научных статей в рецензируемых научных журналах из списка ВАК РФ, 2 свидетельства о регистрации РИД программы для ЭВМ и 21 публикация в сборниках трудов конференций. Полный список работ представлен в конце диссертации.

Личный вклад автора

Автор принимал непосредственное участие в получении всех результатов, представленных в данной диссертационной работе. Он участвовал в постановке задач, непосредственной разработке алгоритмов, проведении физического моделирования на акустической системе Verasonics, обработке результатов, а также участвовал 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.

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

Исследовательская акустическая система Verasonics была разработана как удобный инструмент для передачи, приёма и обработки ультразвуковых сигналов. По существу, все аспекты современных ультразвуковых систем представлены пользователю и возможно создание новых методов сбора и обработки ультразвука [37, 49, 50].

Система Verasonics управляется скриптами, определяющими последовательность событий (events) для выполнения, с помощью системы сбора данных от Verasonics (VDAS) и компьютера-хоста. Блок VDAS (Verasonics Data Acquisition System) состоит из аппаратных средств в алюминиевой раме, соединённых с компьютером-хостом с помощью кабеля PCI express. Скрипты, которые использовались для программирования системы, написаны на языке MATLAB. Выбор обусловлен тем, что MATLAB предоставляет хорошую среду для определения различных программных объектов, объединённых в последовательности событий. Скрипты определяют порядок действий, выполняемых в блоке VDAS и в программной среде компьютера-хоста.

Система Verasonics программируется путём формирования набора объектов, которые, когда связываются вместе, формируют объект Sequence. Типичный пример определения всех объектов в наборе - написание скрипта MATLAB, который создаёт различные структуры, определяющие объекты вместе и с нужными свойствами. Когда этот скрипт выполняется, он создаёт файл двоичных данных, содержащий все структуры объектов и информацию по программированию, в формате файла *.mat* MATLAB. Затем этот файл может быть загружен в систему программой-загрузчиком (текущее название VSX), который запускается как обычный скрипт в среде MATLAB. Программа-загрузчик выполняет проверку некоторых структур, прочитанных

из *.mat*-файла, добавляет некоторые параметры, необходимые для программирования аппаратных средств VDAS и делает доступным GUI (графические элементы управления) и окно дисплея (если оно задано). Затем последовательность событий загружается в аппаратный секвенсор, и начинается выполнение [37, 40].

В процессе выполнения последовательности, почти все функции обработки и отображения обрабатываются внешней функцией MATLAB (*mex* файл), названной 'runAcq' и написанной на языке программирования C. Она повторно вызывается VSX-ом в непрерывном цикле. В конце последовательности событий (который обычно состоит из возврата к началу последовательности), или в определённых промежуточных событиях в последовательности, runAcq возвращает контроль среде MATLAB, где некоторые произошедшие события MATLAB могут быть обработаны. Если событий нет, VSX вызывает runAcq снова, и последовательность повторяется сначала, или продолжается с места возврата в MATLAB.

Пока последовательность выполняется, можно изменять параметры сбора данных и их обработки путём использования элементов управления GUI, которые взаимодействуют с VSX и runAcq. Основные элементы управления, такие как слайдеры TimeGainControl, усиление обработки, масштабирование, 'zoom' и 'freeze', и т.д. автоматически добавляются в окно GUI. Имеется возможность добавить дополнительные элементы управления GUI, которые могут быть заданы в скрипте последовательности объектов MATLAB параллельно с функциями обратного вызова (*Callback*), которые выполняются, когда изменяется элемент управления GUI [37, 49, 50].

В процессе выполнения событий последовательности, также возможно, чтобы система вызывала пользовательскую функцию MATLAB в определённых точках последовательности. Пользовательская функция может получить доступ к собранным и обработанным данным, чтобы выполнять некоторое уникальное действие, и вернуть обработанные данные программным средствам обработки. Это обеспечивает простой способ менять

процесс обработки системы или извлечь информацию для автономной обработки.

Когда пользователь захочет выйти из загруженной и работающей программы, окно GUI закроется и управление возвращается к среде MATLAB. Окно отображения не закрыто, и доступно для измерений, аннотаций и архивирования. Буферы, использованные системой для сохранения собранных данных, восстановленных значений пикселей и данных сложных сигналов, изображения, доступны в среде MATLAB для просмотра или дальнейшего анализа с помощью пользовательского скрипта.

Блок-схема системы показана на Рис. 1.1. Система представляет собой управляющий блок, подключаемый к компьютеру 1 с помощью карты расширения. Передаваемый сигнал формируется формирователем 2. Далее сигнал поступает в многоканальный блок ЦАП. Этот блок соединяется со стандартным медицинским ультразвуковым щупом 4 стандарта ATL. Принятый сигнал поступает на многоканальный блок АЦП 5. Далее принятый сигнал накапливается в выходном буфере 6. По определенной команде сигнал передается из буфера в компьютер. Имеется также внешний блок питания 7, используемый для реализации режимов повышенной мощности [50].

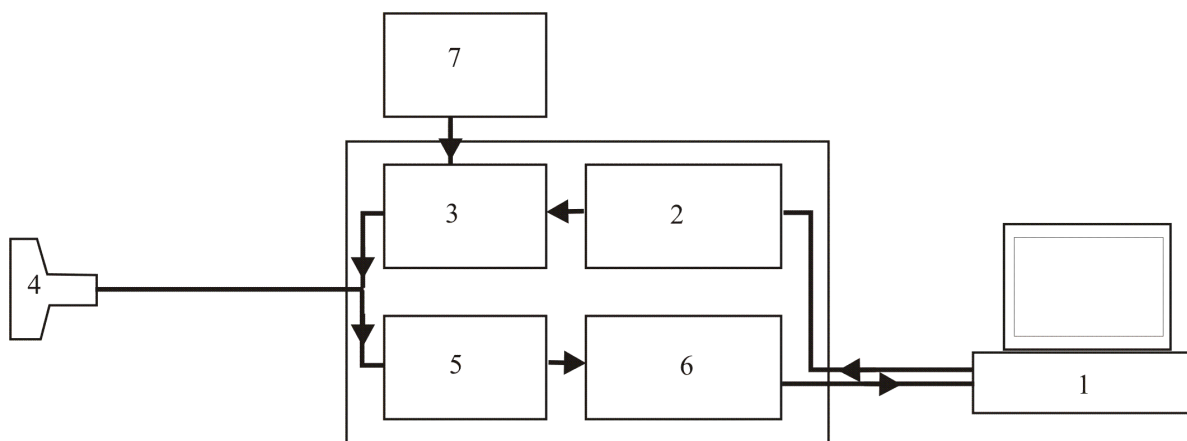


Рисунок 1.1 — Блок-схема системы Verasonics

1.1.1 Компоненты системы

Внутри блока VDAS есть несколько аппаратных компонент [37]. Эти компоненты показаны на Рис. 1.2.

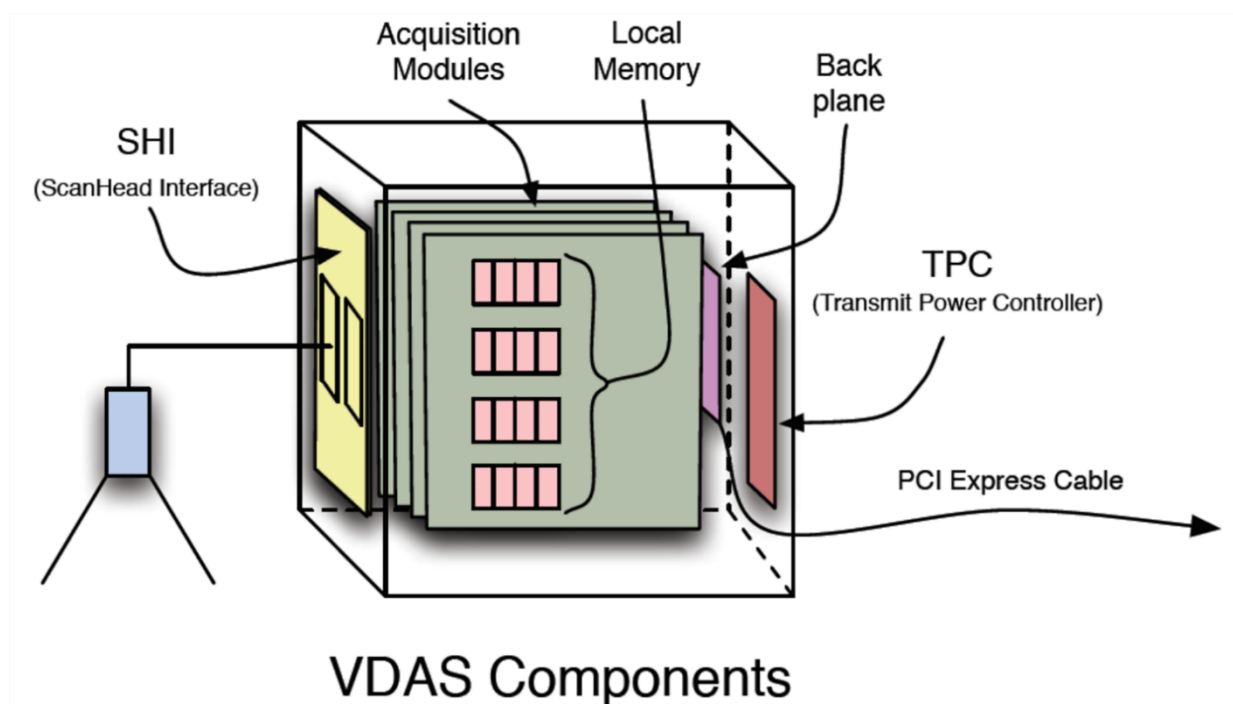


Рисунок 1.2 — Компоненты блока VDAS для 4-х платной системы [37]

Scanhead Interface (SHI) – это плата, состоящая из сканирующего(их) коннектора(ов). Для двухплатной VDAS системы есть одиночный коннектор и для четырехплатной – двойные коннекторы. Эта плата также содержит схему для обнаружения подключения сканера в коннектор, а также для программирования любого высоковольтного мультиплексора, содержащегося в теле сканера или коннектора [37, 50].

Acquisition Modules (собирающие модули) – Это основные электронные платы блока VDAS, они содержат схему для передачи и приёма ультразвуковых сигналов для множественных каналов. Каждый модуль поддерживает 64 передающих и 32 принимающих канала. Принятые ультразвуковые сигналы оцифровываются и сохраняются в локальной памяти на VDAS модулях для передачи на компьютер-хост. Собирающие модули также содержат аппаратный секвенсор, который управляет выполнением последовательности событий (events).

Back Plane Module – Этот модуль распределяет сигнал шины PCI Express между модулями сбора данных. Кабель PCI Express, подключаемый к

главному компьютеру, прокладывается через заднюю панель шасси и соединяется с этим модулем.

Transmit Power Controller (TPC) – Модуль TPC содержит источник высоковольтного питания для передатчиков, а также обеспечивает несколько других уровней напряжения, используемых системой.

1.1.2 Компоненты сигнального пути

Ознакомимся с компонентами пути сигнала, так как атрибуты этих компонент должны быть определены для различных событий последовательности (events). Рисунок 1.3 показывает компоненты пути сигнала для одиночного канала приёмника и соответствующие приёмники на собирающем модуле.

Для двуплатного блока VDAS 64 А-передатчика соединены к I/O каналам коннектора от 1 до 64, тогда как В-передатчики соединены с I/O каналам коннектора от 65 до 128. Приёмники могут быть соединены как к А так и к В передающим I/O каналам через 2-1 мультиплексорные (2-1 MUX) переключатели. Это разрешает передачу на всех 128 I/O каналах коннектора и приём на любой непрерывной группе из 64 I/O каналов, в зависимости от того как приёмные 2-1 мультиплексоры настроены. Для 4х платного блока VDAS с двумя коннекторами 128 А-передатчиков соединены со 128 I/O каналами первого коннектора, тогда как В-передатчики соединены со 128 I/O каналами второго коннектора. 128 приёмных каналов переключаются посредством 2-1 мультиплексоров от первого коннектора ко второму. Эти соединения каналов приёма и передачи с I/O каналами коннектора будут иметь логическое определение, что сделает конфигурирование системы для различных типов преобразователей проще [37, 49, 50].

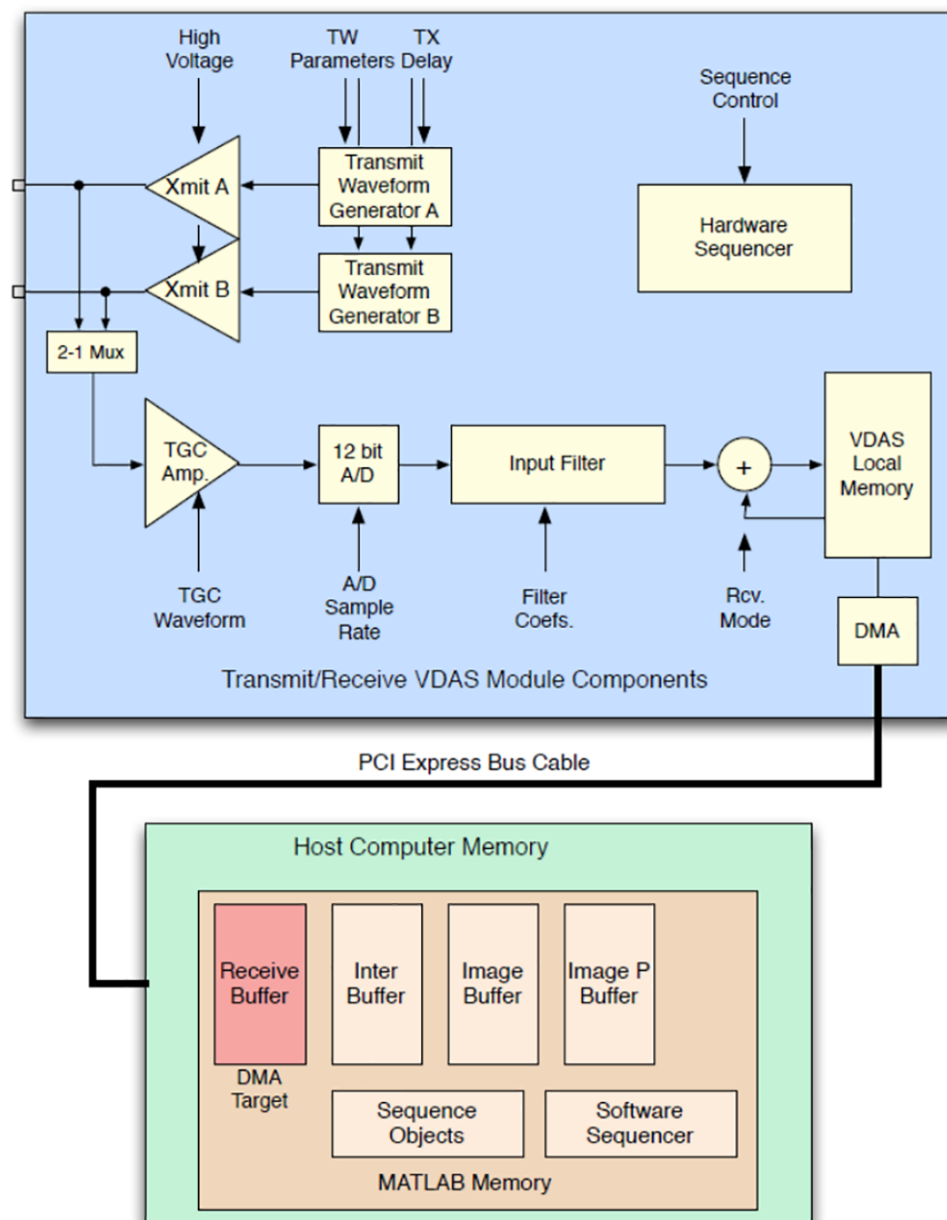


Рисунок 1.3 — Компоненты сигнального пути для одиночного канала приёма и соответствующих передатчиков. Также показаны возможные буферы памяти и объекты последовательности в памяти компьютера-хоста [37]

Типичное событие сбора будет состоять из передачи на один или больше элементов трансдюсера и приёма от некоторого набора элементов трансдюсера. Полученные ультразвуковые сигналы усиливаются как функция от времени с события передачи (event) с помощью Time Gain Controlled Amplifiers (TGC усилитель), затем оцифровывается 12-битными АЦП на адекватной частоте дискретизации. Оцифрованные сигналы обрабатываются блоком цифровых фильтров, функция которых – формирование спектров принятых сигналов и возможное уменьшение

частотной полосы и частоты дискретизации. Приведённые к нужной форме сигналы затем масштабируются в соответствии с массивом приёмной аподизации и записываются в локальную память на модулях сбора для временного хранения. Данные, ранее записанные на локальную память, могут при желании быть добавлены к входным данным, позволяя накапливать множественные реализации сбора данных. Сохранение собранных данных на локальную память происходит в режиме реального времени, как только ультразвуковой сигнал принят, позволяя сохранять последовательности собранных данных, получаемые с очень большой частотой повторений для ограниченных периодов времени. С установленным пользователем временем в последовательности, собранные данные в локальной памяти могут быть переданы на компьютер-хост посредством шины PCI express [37, 49, 50]. Передача данных на компьютер-хост может происходить одновременно со сбором новых данных. Также на Рис. 1.3 показаны возможные буферы памяти, которые могут быть созданы в пространстве памяти MATLAB на компьютере-хосте. Приёмный буфер (Receive Buffer) показан другим цветом для того, чтобы показать, что только он может быть целью для DMA (прямой доступ к памяти) передач собранных данных от локальной памяти на модулях сбора (Acquisition Modules). Как только собранные данные перенесены в буфер приёма (Receive Buffer), все обрабатываемые действия, состоящие из процессов память-память, где доступ к данным получен из одного буфера, они обрабатываются и записываются в другой буфер. Например, когда достаточное количество радиочастотных данных собрано для формирования изображения, процесс восстановления изображения может обрабатывать данные из буфера приёма (Receive Buffer) в интербуфер или буфер изображения (Interior Image Buffer). Если требуется дальнейшая обработка изображения, процесс обработки изображения может обрабатывать данные из интербуфера или буфера изображения в другой буфер изображения или р-буфер изображения (Image P buffer). Наконец, пока различные буферы располагаются внутри пространства памяти MATLAB, пользователь может

получить доступ к каждому буферу изнутри MATLAB и произвести подходящий вывод данных [37, 51].

1.2 Сдвиговые волны. Модули сдвига и Юнга как показатели упругости

Сдвиговая волна – это поперечная упругая волна, распространяющаяся в твёрдых телах. Смещения частиц в сдвиговой волне перпендикулярны направлению распространения волны, а деформации являются деформациями сдвига [13, 14, 52].

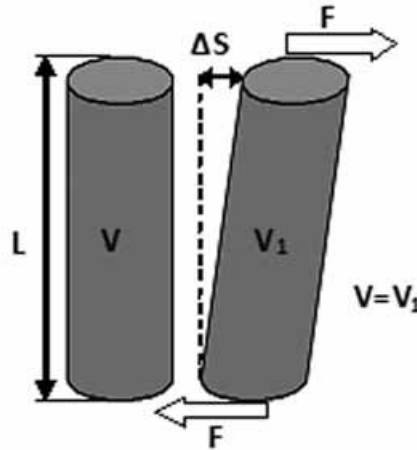


Рисунок 1.4 — Деформация сдвига. Под действием силы F цилиндр длиной L деформируется на величину ΔS , при этом первоначальный объем V равен конечному объему V_1

На Рис. 1.4 показано, как пара сил F , приложенных к противоположным граням стержня и направленных в разные стороны, вызывает деформацию сдвига, при которой форма цилиндра изменяется, а объем остается тем же самым. Связь между приложенными силами и сдвиговыми деформациями характеризуется модулем сдвиговой упругости или модулем сдвига (μ), который отражает способность материала сопротивляться изменению формы при сохранении его объема. Для этой цели можно использовать и модуль Юнга E [13, 14, 52, 53]. Его связь с модулями упругости всестороннего сжатия K и сдвиговой упругости μ дается формулой

$$E = \frac{9K\mu}{3K + \mu} \quad (1.1)$$

Для мягких тканей $K \gg \mu$, и формула значительно упрощается до

$$E = 3\mu, \quad (1.2)$$

которую часто используют в эластографии.

Упругая реакция среды на объемную и сдвиговую деформацию приводит к появлению «возвращающих» сил, которые стремятся вернуть тело в исходное состояние. По инерции тело проходит положение равновесия и деформируется в другую сторону. Подобным образом возникают и колебания объема, и колебания формы, которые распространяются в среде в виде волн. Волна колебаний объема в виде чередования зон сжатия и разрежения среды — это продольная ультразвуковая волна, при которой колебания частиц происходят в том же направлении, что и распространение волны (Рис. 1.5, а).

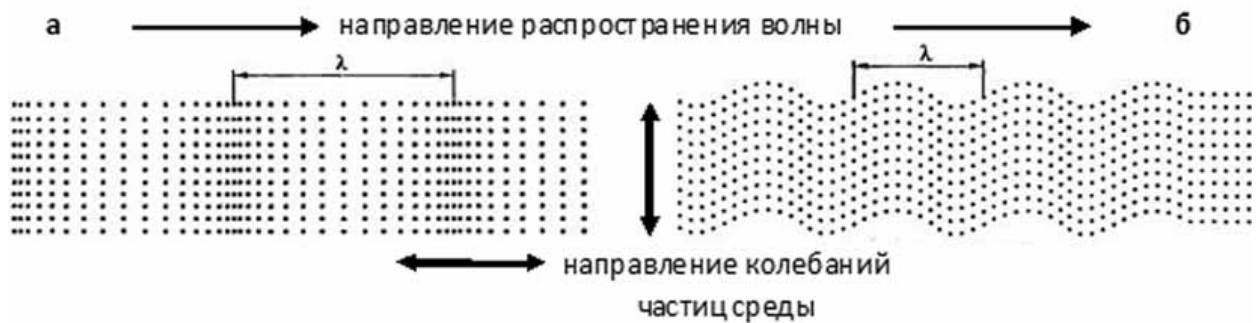


Рисунок 1.5 — Схема деформирования среды при распространении в ней продольной ультразвуковой волны (а) и поперечной сдвиговой волны (б) с длиной волны λ

Скорость распространения ультразвуковой волны выражается через модули упругости и плотность среды как:

$$C_{us} = \sqrt{\frac{K + (4/3)\mu}{\rho}}. \quad (1.3)$$

Волна колебаний формы при неизменном объеме, или сдвиговая волна, — это поперечная волна, при которой колебания частиц происходят в плоскости, перпендикулярной к направлению распространения волны (Рис. 1.5, б). Сдвиговая волна движется с совершенно другой скоростью, зависящей от отношения модуля сдвиговой упругости к плотности среды:

$$C_s = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} \quad (1.4)$$

Таким образом, измеряя скорость распространения сдвиговой волны в заданной области ткани, можно измерить модуль сдвиговой упругости и модуль Юнга.

$$\mu = \rho C_s^2 \quad (1.5)$$

$$E = 3\rho C_s^2 \quad (1.6)$$

Стоит отметить, что (1.4-1.6) применимы для однородной, изотропной, линейно-упругой и почти несжимаемой среды [14, 52]. Для вязкоупругой ткани скорость зависит от частоты, а вычисляемый E является эффективной частотно-зависимой характеристикой [47, 48]. Подробнее это рассмотрено в главе 4.

С учетом того, что плотность ρ мягких тканей организма практически одинакова ($\approx 1,05 \cdot 10^3$ кг/м³), то по формулам (1.5, 1.6) модули сдвиговой упругости и Юнга прямо пропорциональны квадрату скорости сдвиговой волны.

1.3 Метод Shear Wave Elasticity Imaging и его реализация в Verasonics

Метод количественной оценки упругих свойств мягких тканей с помощью сдвиговых волн (Shear Wave Elasticity Imaging, SWEI) относится к методам ультразвуковой эластографии и основан на возбуждении локализованного механического возмущения акустической радиационной силой сфокусированного ультразвукового излучения. Возникающая при этом сдвиговая волна регистрируется последовательностью зондирующих ультразвуковых импульсов. Анализ пространственно-временной динамики вызванных ею смещений позволяет определить скорость распространения сдвиговой волны и на её основе получить количественную характеристику упругих свойств исследуемой среды [8, 9, 10, 54, 55, 56, 57, 58, 59].

Для измерения скорости сдвиговых волн с помощью метода SWEI применяется следующая классическая схема [8, 9, 10]. Сдвиговая волна возбуждается мощной сфокусированной волной в толще образца. Для этого в среду направляется радиоимпульс продольной ультразвуковой волны. Длительность импульса выбирается порядка 100 мкс. Меньшие значения длительности приводят к тому, что в возбуждаемой волне смещения оказываются слишком малыми. Существенно большая длительность приводит к тому, что смещение в среде достигает насыщения. Характерный частотный диапазон явлений в сдвиговой волне составляет 1 кГц, поэтому для сдвиговой волны импульс в 100 мкс представляет собой практически дельта-импульс.

В результате действия акустической радиационной силы в среде начинает распространяться сдвиговая волна в положительном и отрицательном направлении оси x (Рис. 1.6.). При этом волна поляризована в направлении оси y . Целью процесса регистрации является запись y -компоненты смещения частичек среды от положения равновесия, обозначаемой как $\xi(x, y, t)$ [8, 9, 10, 34, 60, 61, 62, 63].

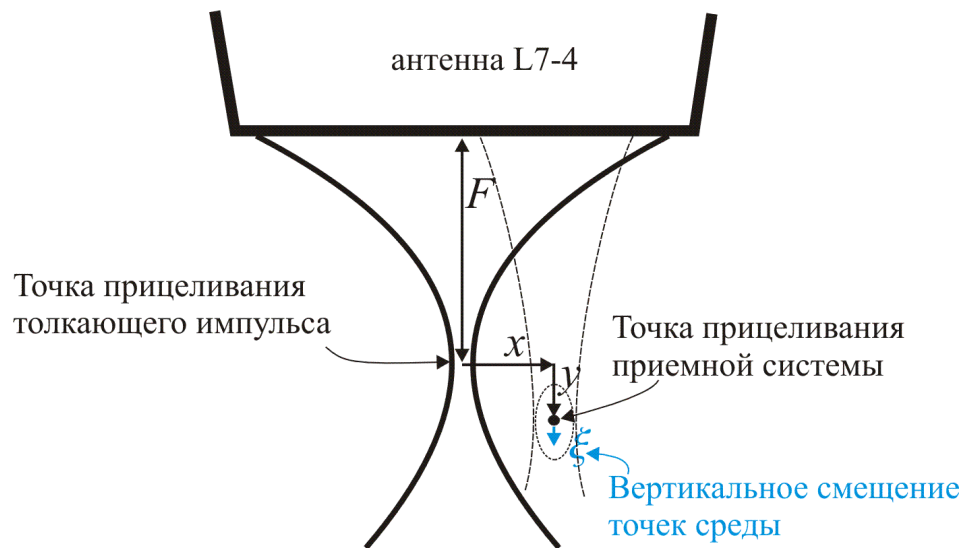


Рисунок 1.6 — Схема эксперимента

Регистрация эволюции сдвиговой волны производится. Поскольку скорость распространения сдвиговой волны в мягких биологических тканях имеет значения от 1 до 20 м/с, это значит, что для зоны регистрации их распространения порядка 20 мм, поперечная волна проходит через плоскость формирования изображения менее чем за 20 мс. Для регистрации такого быстрого распространения волны необходима хорошая временная разрешающая способность, что невозможно для обычной методики ультразвукового сканирования, так как в них новый кадр (фрейм) записывается каждые 20 мс. Для решения этого вопроса необходимо было иметь возможность делать несколько тысяч кадров в секунду, чтобы качественно следить за динамикой распространения волны в среде. Для этих целей применяется методика Ultrafast Imaging.

Ultrafast Imaging достигается путем отсутствия фокусировки в режиме передачи сигнала [39, 53, 64]. Каждый элемент массива в буфере имеет свою собственную память, которая используется для хранения принятых сигналов. Как только прием завершен, датчик генерирует новый сигнал. Количество кадров, которые можно сохранить зависит от количества доступной памяти. При отсутствии фокусировки в режиме передачи, частота кадров ограничена лишь по времени прохождения сигнала. Данное значение может достигать до 10000 кадров/с.

1.3.1 Параметры импульсной последовательности при реализации SWEI

В реализованной на акустической системе Verasonics последовательности SWEI использовались два типа ультразвуковых импульсов: короткие изображающие импульсы для регистрации эхосигналов и длительный толкающий импульс для возбуждения сдвиговой волны. Формирование сигналов осуществлялось в параметрическом режиме. Параметры передаваемой волны задавались набором ($\{A, B, C, D\}$), где (A) определяет длительность полупериода в тактах генератора, (B) — длительность активной части полупериода, (C) — число полупериодов, а (D) — начальную полярность сигнала [37, 49]. При тактовой частоте системы 180 МГц значение ($A=18$) соответствует частоте ультразвукового возбуждения 5 МГц.

Для регистрации исходного состояния среды и последующего отслеживания её смещения использовался короткий изображающий импульс с параметрами ($\{18,12,2,1\}$). Такой сигнал содержит два полупериода, то есть один период колебаний на частоте 5 МГц; длительность его основной части составляет 0,2 мкс. Все 128 элементов линейной решетки возбуждались синфазно и с одинаковой аподизацией. В результате формировался нефокусированный ультразвуковой фронт, близкий к плоскому. Применение короткого импульса обеспечивает широкополосность эхосигнала и позволяет проводить корреляционную оценку малых смещений рассеивателей среды.

Для генерации радиационной силы в толще среды использовался сфокусированный толкающий импульс с параметрами ($\{18,12,31,1\}$). За счет включения режима удлинённой пачки колебаний число полупериодов увеличивалось в 64 раза и составляло ($31 \times 64 = 1984$), что соответствует 992 полным периодам колебаний. Таким образом, длительность основной части толкающего импульса на частоте 5 МГц составляла 198,4 мкс [65, 66]. Передача осуществлялась в высокомоном режиме при установленном предельном напряжении 50 В [37, 49].

Фокусировка толкающего импульса производилась введением индивидуальных задержек на элементы решетки; глубина фокуса задавалась программно. Поперечное положение фокуса соответствовало центру апертуры. Для уменьшения уровня боковых лепестков и локализации области возбуждения применялась гауссова аподизация передающей апертуры: амплитуда возбуждения была максимальной для центральных элементов и уменьшалась к периферии.

Временная последовательность включала один опорный изображающий импульс, после которого через 200 мкс формировался толкающий импульс. Первый изображающий импульс после возбуждения подавался через 400 мкс от начала толкающего воздействия. Далее регистрировались 20 временных точек и 19 межкадровых интервалов с межкадровым интервалом 200 мкс, что соответствует частоте регистрации 5 кГц. Следовательно, временная эволюция смещения среды анализировалась в диапазоне от 0,4 до 4,2 мс после начала действия толкающего импульса (Рис. 1.7).

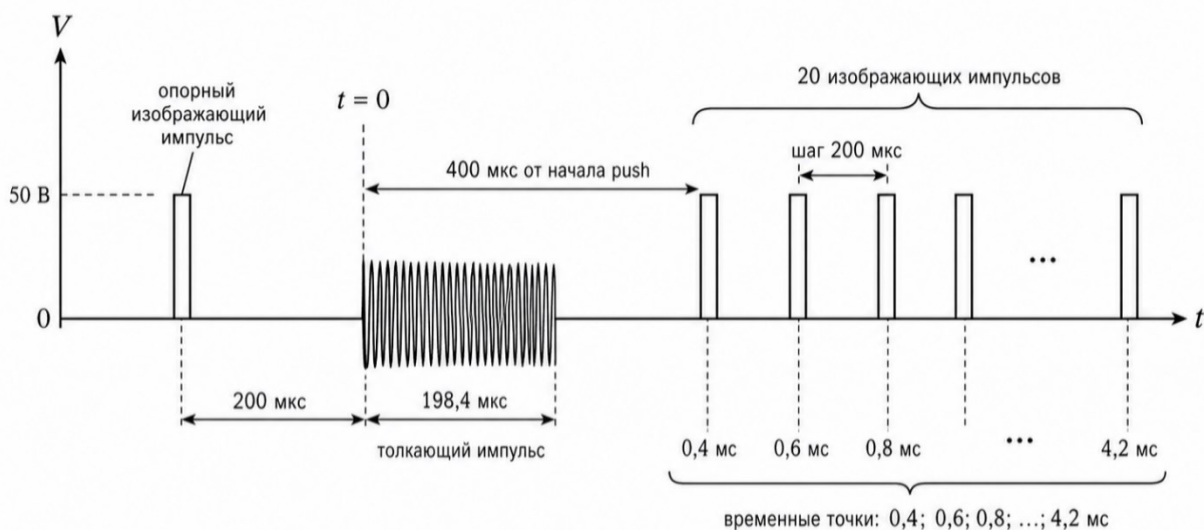


Рисунок 1.7 — Временная диаграмма импульсов, посылаемых в среду

Весь набор RF-данных — один опорный и 20 после возбуждения — записывались в единый приёмный буфер и передавались на компьютер для последующей обработки для получения кривых $\zeta(t)$ [50].

1.4 Обработка данных, полученных в ходе работы метода SWEI на Verasonics

1.4.1 Алгоритм вычисления функции смещения частичек среды

Наибольшую сложность представляет корреляционная обработка данных рассеяния. Причина состоит в том, что характерные смещения в среде под действием радиационной силы составляют единицы - десятки микрометров, в то время как длина ультразвуковой волны на рабочей частоте 5 МГц составляет около 300 мкм. Т.е. необходимо ультразвуковым способом регистрировать смещения намного меньшие длины волны [67, 68].

Процедура вычисления $\xi(t)$ в заданной точке пространства и во время действия заданного изображающего импульса следующая.

1. Производится виртуальная фокусировка приемной системы в заданную точку (т.е. в точку, отстоящую от фокуса толкающего импульса на заданное расстояние по оси x). Практически виртуальная фокусировка означает внесение в каналы приемной системы соответствующих задержек и суммирование поля в каналах после этого.
2. Производится выделение небольшого фрагмента обработанного сигнала, соответствующего ROI (region of interest). Размер ROI составляет несколько миллиметров.
3. Производится sinc-интерполяция (upsampling) сигнала в пределах ROI. Интерполяция производится в 100 раз, т.е. с частоты оцифровки в 20 МГц до 2 ГГц.
4. Та же процедура (шаг 1-3) производится с опорным сигналом.
5. Вычисляется кросс-корреляция изображающего сигнала и опорного сигнала. Находится положение максимума корреляционной функции. Этот максимум соответствует задержке сигнала, вызванной деформацией среды.

На выходе мы получаем зависимости $\xi(x,y,t)$ как функции времени (Рис. 1.8). Различные значения x соответствуют различным кривым. Из графиков

видно, что у каждой функции смещения присутствует максимум, который соответствует фронту сдвиговой волны в данной точке [31, 52, 63].

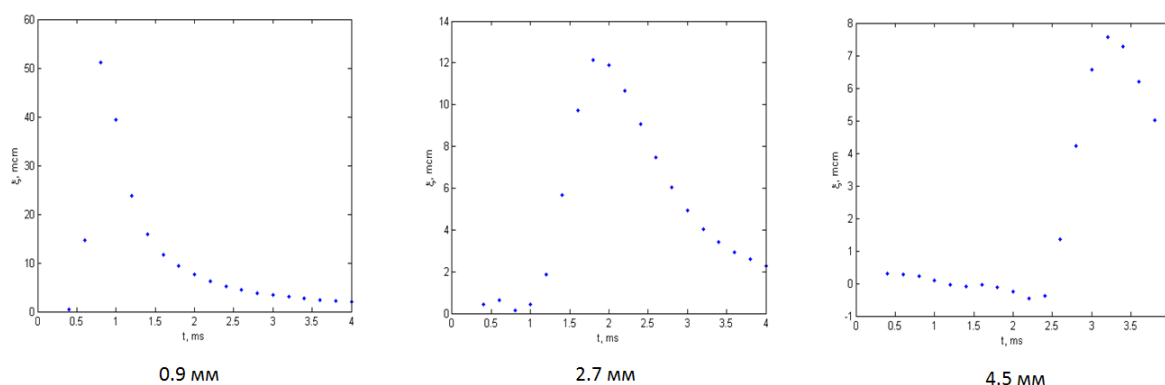


Рисунок 1.8 — Зависимости смещения от времени для различных x . Значения x слева направо: 0.9 мм, 2.7 мм, 4.5 мм

Поскольку изображающие импульсы не сфокусированы, данные рассеяния, полученные от них, позволяют построить смещение среды во всех точках, попадающих в поле зрения антенны.

1.4.2 Визуализация сдвиговой волны

Поскольку изображающие импульсы не сфокусированы, это позволяет построить смещение среды во всех точках, попадающих в поле зрения антенны. Используя это, был написан алгоритм, который на выходе воспроизводит распространение сдвиговой волны в срезе (Рис. 1.9) [69].

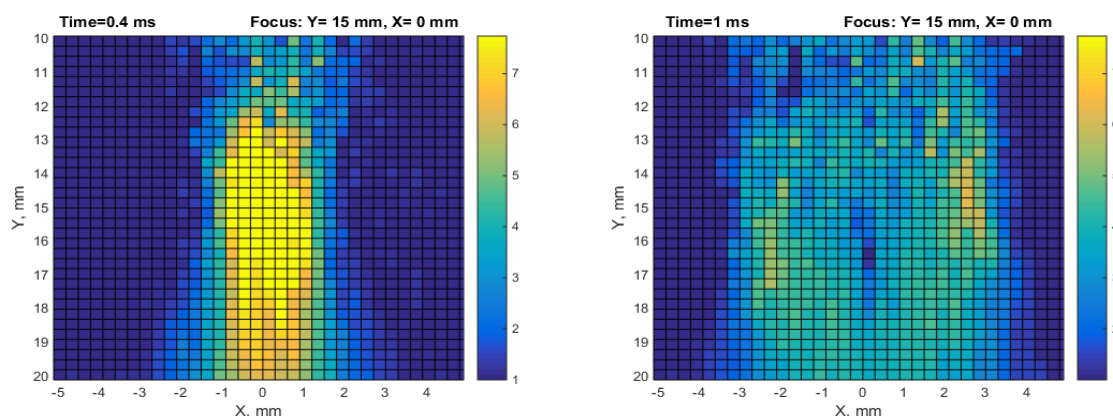


Рисунок 1.9 — Визуализация сдвиговой волны

В основе его лежит подстановка в функцию $\zeta(x, y, t)$ разных значений y , что позволяет увидеть смещение частичек на любой глубине среза. На выходе мы получаем трехмерный массив $m \times n \times 19$, где m – количество выбранных нами

значений y ; n – количество выбранных нами значений x (точка фокусировки находится в центре, поэтому расстояние, на которое волна распространяется от неё в одном направлении $\frac{n}{2} - 1$); 19 – количество временных интервалов, в которых записано значения смещения частички среды в данной точке.

В нашем случае был выбран участок (сетка), размером 35x35 длин волн (1,05x1,05 см), центральной точкой (ячейкой) которого является фокус. Выбор данного размера сетки был обусловлен 2 факторами:

1. Множество измерений на калиброванных фантомах показало, что на расстоянии 17 длин волн от точки фокусировки волна практически полностью затухает и дальнейшее отдаление от неё не представляет никакой ценности.
2. В каждой ячейке сетки обсчитывается 19 моментов времени, в итоге реальный размер обсчитаемого массива равен $m*n*19$, в связи с чем обсчет сетки большого размера очень ресурсоемкая задача. Сетка размером 35x35 является оптимальным выбором между наглядностью и быстротой обработки.

Данная визуализация позволяет наглядно продемонстрировать расчет скорости сдвиговой волны в среде. Для этого было отмерено расстояние, на которое распространилась волна и поделено на время, за которое волна распространилась (Рис. 1.10).

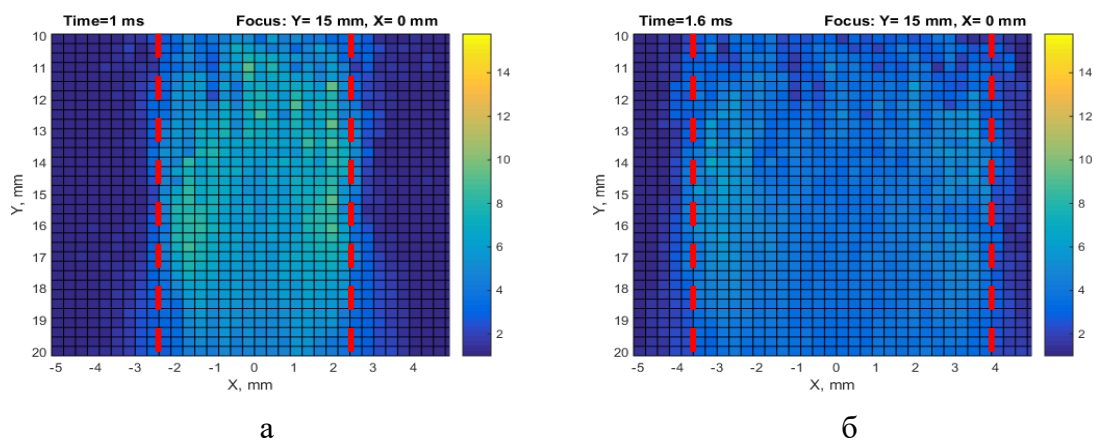


Рисунок 1.10 — Оценочный подсчет скорости сдвиговой волны в среде в разные моменты времени.

Из-за того что данный расчет оценочный, он не может применяться для получения абсолютных значений скоростей сдвиговой волны (и модуля Юнга соответственно). Также следует учитывать тот факт, что в анизотропных средах, где затухание волны очень сильное по сравнению с изотропными средами (в нашем случае калибровочные фантомы), данную оценку провести очень сложно. Поэтому данная визуализация предназначена для наглядной демонстрации распространения сдвиговой волны в среде, а также для более точного понимания её поведения в среде.

Блок-схема алгоритма визуализации сдвиговой волны в среде представлена на Рис. 1.11.

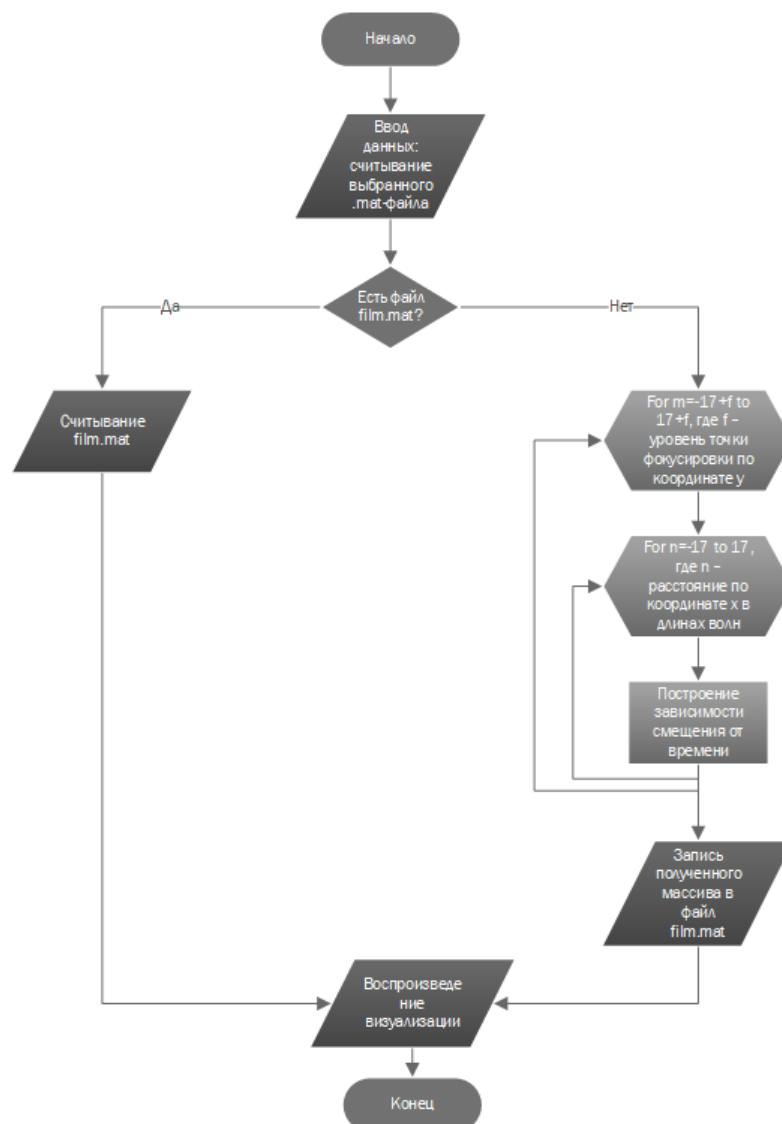


Рисунок 1.11 — Блок-схема алгоритма визуализации сдвиговой волны

1.4.3 Программа-интерфейс для получения абсолютных значений скорости сдвиговых волн и модуля Юнга

Интерфейс был создан для автоматизации подсчета и для визуализации распространения волны в среде (Рис. 1.12). Получение визуализации сдвиговой было описано в пункте 1.4.2. В данном пункте описывается получение абсолютных значений скорости сдвиговой волны и модуля Юнга, а также приводится общий вид написанного интерфейса [63, 70].

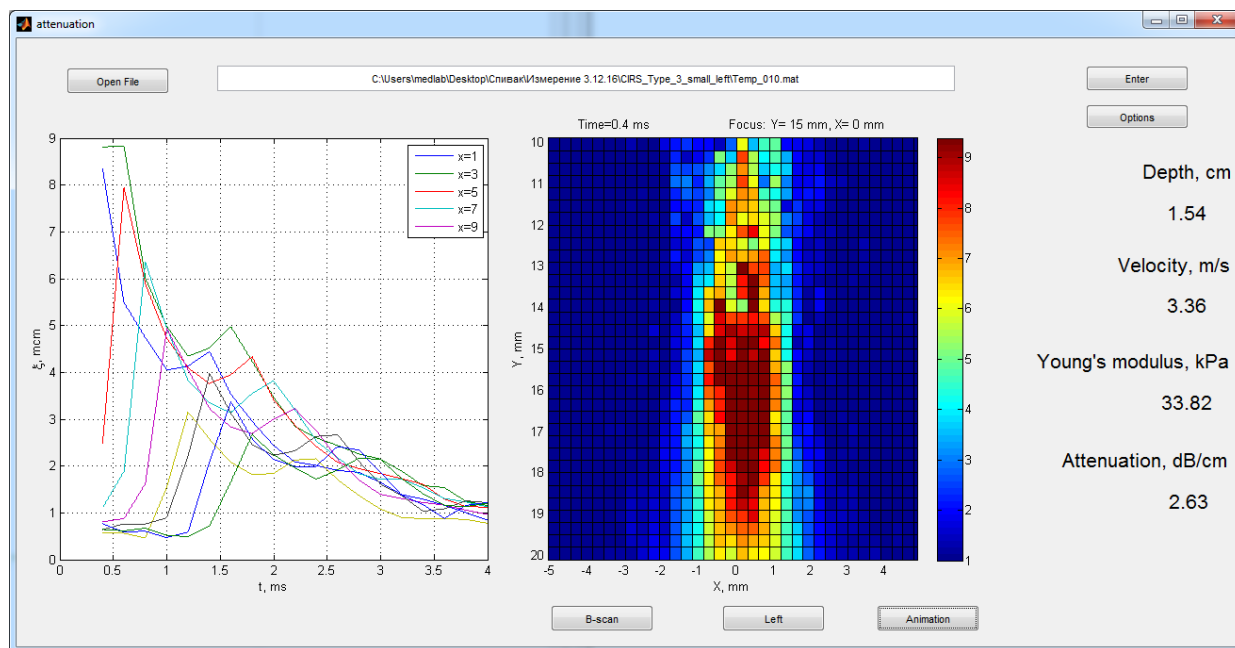


Рисунок 1.12 — Окно программы-интерфейса с выводом на него визуализации сдвиговой волны в сфере

В основу подсчета скорости (и модуля Юнга) был взят метод, в основе которого стоит построение линейной зависимости максимумов смещения частиц среды от времени. Сначала строилась зависимость координаты максимумов от времени. При этом был сделан фильтр, который отбраковывал результаты с амплитудой меньше 1 мкм, считаемые за шум, а также импульсы, в которых определение местоположения максимума смещения (фронта волны в данной точке) затруднено. Если непригодных для обработки данные было меньше половины от всех исследуемых точек, то скорость строилась по оставшимся приемлемым данным. Затем зависимость координаты фронта от времени аппроксимировалась полиномом в смысле метода наименьших

квадратов. Сразу же рассчитывался модуль Юнга, как основной требуемый параметр для определения упругости [63, 69].

Из многочисленных экспериментов следовало, что в изотропных средах, таких как желатин, зависимость смещения от времени имеет колоколообразную форму с четко выраженным максимумом. На основе этого был написан фильтр, который отбраковывающий импульсы, в которых определение местоположения фронта затруднено. Алгоритм распознавания волны заключается в следующем:

1. Производится линейная интерполяция зависимости смещения частичек среды от времени
2. Массив значений делится на две части - до и после максимального значения.
3. Во втором массиве ищется значение, приблизительно равное *максимальное значение/2*. Его наличие должно показывать, спадает ли график, или же в графике нет четкого максимума. Если такого значения нет на более чем половине точек, то это измерение отбрасывается.

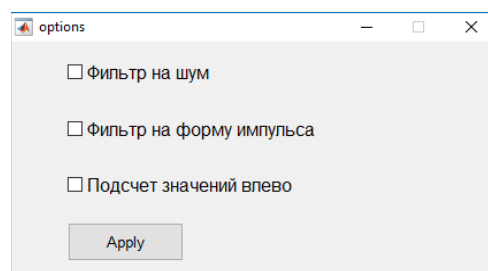
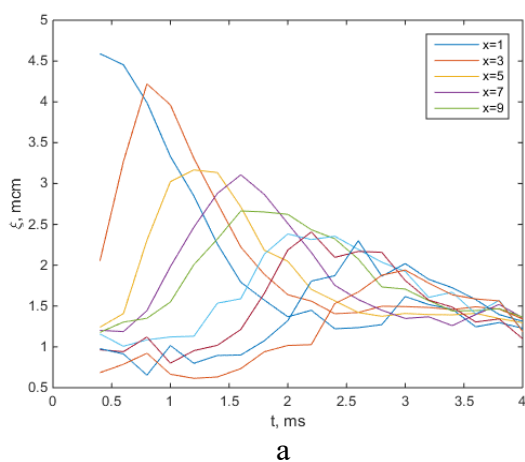


Рисунок 1.13 — Графики зависимости смещения от времени в разных точках(а);
Окно выбора необходимых для подсчета параметров(б)

Однако в сильно неоднородных анизотропных средах, таких как скелетные мышцы, зачастую затруднительно определить фронт волны, и фильтр может работать не совсем корректно. Из-за этого было принято решение сделать возможность отключения данного фильтра прямо в

интерфейсе, не изменяя код программы, что существенно упрощает работу пользователя (Рис. 1.13 (б)). Для визуальной оценки надобности включения данного алгоритма при подсчете скорости сдвиговой волны в интерфейсе выводятся графики зависимости смещения от времени в разных точках (Рис. 1.13 (а)).

Также в интерфейсе реализовано выбор стороны распространения сдвиговой волны, по которой будет вестись подсчет скорости и модуля Юнга (Рис. 1.13 (б)). Данная функция особо критична в случае, если точка фокуса приходится на границу двух сред, так как подсчет характеристик волны в зависимости от направления распространения дает разные значения.

Блок-схема алгоритма вычисления скорости и модуля Юнга представлена на Рис. 1.14.

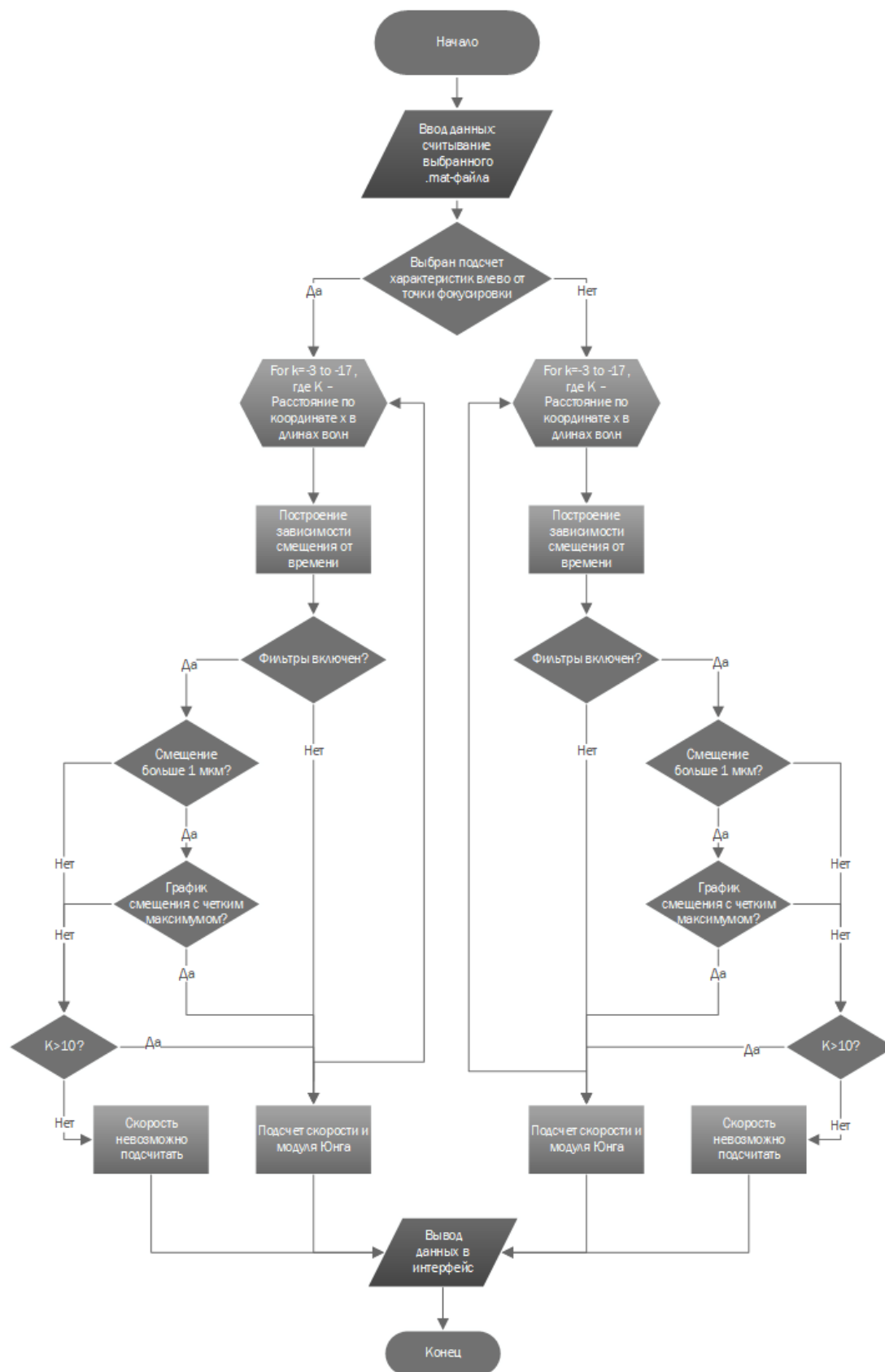


Рисунок 1.14 — Блок-схема алгоритма расчёта скорости сдвиговой волны

1.5 Измерение калиброванного фантома CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom – Spherical методом SWEI

Для тестирования и отладки разработанного интерфейса была проведена серия экспериментов с использованием калиброванного фантома CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom – Spherical (Рис. 1.15), содержащий в себе сферы разного радиуса (схема представлена на Рис. 1.16) с определенным значением модуля Юнга. Фантом был выбран с включениями в виде сфер, потому что они представляют наибольший интерес с медицинской точки зрения [71, 72, 73, 74].

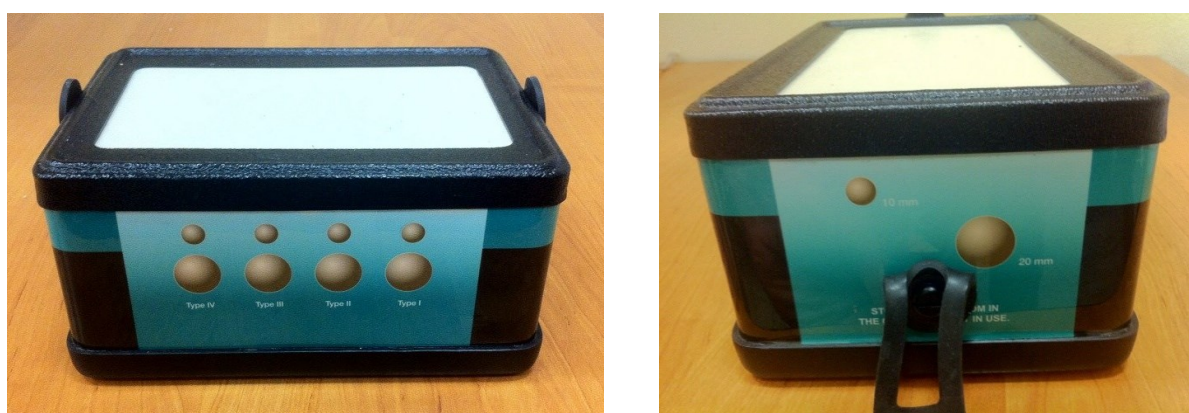


Рисунок 1.15 — Внешний вид полимерного фантома CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom – Spherical

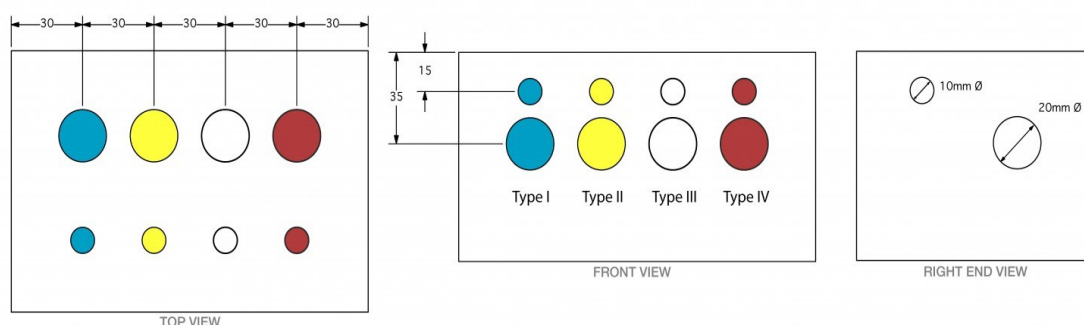


Рисунок 1.16 — Схема расположения сфер в фантоме CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom – Spherical

Биологическая ткань не является однородной, имеются рубцы и опухоли, а также присутствует богатая тканевая сеть сосудов. Поэтому структура ткани, а особенно их границы существенно влияют на скорость сдвиговой волны, которая может изменяться в определенных пределах, что

приводит к ошибкам в определении модуля Юнга на экспертных ультразвуковых системах. Поэтому особое внимание при измерении фантома CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom – Spherical уделялось оценки влияния границ и областей с различной эластичностью на скорость сдвиговой волны. Для этого был поставлен эксперимент, суть которого заключалась в том, чтобы возбудить сдвиговую волну, не только в самой сфере, но и в её окрестности, где эластичные свойства среды отличались от свойств внутри сферы. Для этих целей была выбрана сфера первой зоны (Type I), модуль Юнга, которой (6 кПа) был существенно меньше модуля Юнга окружающей среды (Background – 22 кПа). Здесь активно использовалось возможность интерфейса подсчитывать скорость сдвиговой волны в одном определенно направлении. На Рис. 1.17 приведена схема данного эксперимента [75].

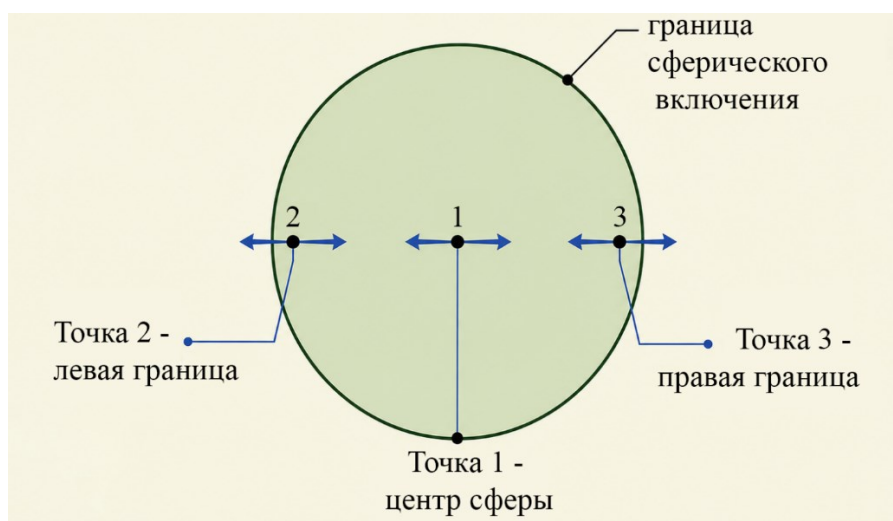


Рисунок 1.17 — Схема исследования фантома

В центре сферы (точка 1), когда сдвиговая волна распространяется только в исследуемой области сферы, скорости вправо- и влево бегущей волны равны 1,34 и 1,46 м/с соответственно, что является достаточно близкими значениями, что и следовало ожидать. В окружающей среде (Background), средняя скорость распространения сдвиговой волны равна 2,7 м/с. В областях, которые находятся на границе сферы (точки 2 и 3), скорости сдвиговых волн различны для направления распространения вправо и влево (внутри сферы и во внешней среде). Это различие может привести к неправильной оценке средней скорости в данной точке, она становится завышенной, что приводит к

неверному значению модуля Юнга во всем объеме сферы. В таблице 1.1 приведены значения измеренных скоростей сдвиговых волн и модуля Юнга в ходе данного эксперимента [50, 76].

Таблица 1.1 — Результаты эксперимента по оценки влияния границ с различной эластичностью на скорость сдвиговых волн

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

По результатам измерений хорошо видно, что на границе (точки 2 и 3) влево и вправо волна распространяется по-разному. Это связано со скачком модуля Юнга на границе. После этого были промерены все сферы (Type I – Type IV), результаты измерений центров представлены в таблице 2.2 [50, 63].

Таблица 1.2 — Результаты измерений калиброванного фантома CIRS MODEL 049 ELASTICITY QA PHANTOM – SPHERICAL методом SWEI

Type	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
I	1,34	5,37	1,46	6,36
II	1,81	9,85	1,83	10,02
III	3,36	33,82	3,25	31,69
IV	XX	XX	XX	XX

В таблице 1.2 отсутствуют значения для сферы Type IV, что связано тем, что она имеет очень большой модуль Юнга. Из-за этого генерируемая сдвиговая волна в включении имеет малую амплитуду колебаний, что затрудняет сбор и обработку результатов.

По результатам экспериментов был сделан вывод, что интерфейс хорошо работает при обработке данных, полученных при измерении изотропных сред, которые имитирует фантом CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom – Spherical.

1.6 Выводы к первой главе

В первой главе проведен анализ акустической системы Verasonics с открытой архитектурой как экспериментальной платформы для реализации методов эластографии сдвиговой волной. Детально рассмотрены аппаратные компоненты системы и их функциональная роль в формировании, приёме и обработке ультразвуковых сигналов. Показано, что управление системой осуществляется с помощью скриптов на языке MATLAB, определяющих последовательность событий, параметры передачи и приёма, а также доступ к буферам данных в реальном времени. Такая архитектура позволяет пользователю гибко конфигурировать режимы работы, что делает Verasonics удобным инструментом для разработки и тестирования новых методов ультразвуковой диагностики, в частности – эластографии сдвиговой волной.

Показано, что характерный частотный диапазон сдвиговых волн в мягких биологических тканях составляет около 1 кГц, а их скорость варьируется от 1 до 20 м/с, что требует высокой временной разрешающей способности. Применение методики Ultrafast Imaging (до 10 000 кадров/с) позволяет регистрировать распространение сдвиговой волны с временным интервалом между изображающими импульсами 200 мкс (20 временных точек (19 межкадровых интервалов)).

Для обработки данных метода SWEI на акустической системе Verasonics разработана программа-интерфейс в среде MATLAB. Предложен алгоритм вычисления функции смещения частиц среды, основанный на виртуальной фокусировке приёмной системы, выделении области интереса (ROI), sinc-интерполяции сигнала (с 20 МГц до 2 ГГц) и последующей кросс-корреляции с опорным сигналом. Показано, что данный подход позволяет регистрировать смещения, существенно меньшие длины ультразвуковой волны (единицы–десятки микрометров при длине волны 300 мкм на частоте 5 МГц).

Создан алгоритм визуализации сдвиговой волны в срезе размером 35×35 длин волн ($1,05 \times 1,05$ см) с 19 временными интервалами. Установлено, что на расстоянии 17 длин волн от точки фокусировки амплитуда волны практически

затухает, что определяет рациональный размер расчётной сетки. Визуализация предназначена для наглядной демонстрации распространения волны, однако не даёт абсолютных значений скорости, особенно в анизотропных средах. Для получения количественных характеристик разработан интерфейс, реализующий автоматизированный расчёт скорости сдвиговой волны и модуля Юнга методом аппроксимации координаты фронта волны полиномом по наименьшим квадратам. Предусмотрены фильтр, отбраковывающий импульсы с амплитудой менее 1 мкм и с нечётко выраженным максимумом, возможность его отключения, а также выбор стороны распространения волны.

Экспериментальная верификация интерфейса выполнена на калиброванном фантоме CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom – Spherical. Показано, что на границе сред с разной эластичностью (фон – 22 кПа, сфера Type I – 6 кПа) скорость сдвиговой волны различна для направлений вправо и влево (расхождение до 35%), что может приводить к завышению среднего значения модуля Юнга при неправильном учёте направления. Измерения центров сфер Types I–III дали близкие к паспортным значения модуля Юнга; сфера Type IV не поддается корректной обработке из-за слишком большого по величине параметра упругости. Полученные результаты подтверждают корректную работу интерфейса для изотропных сред и закладывают основу для последующего сравнения с методом Supersonic Shear Imaging (глава 2).

Глава 2. Метод ультразвуковой диагностики Supersonic Shear Imaging (SSI) и его реализация на акустической системе Verasonics

2.1 Метод SSI. Формирование квазиплоских сдвиговых волн

Shear Wave Elasticity Imaging, описанный в параграфе 1.3, имеет некоторые особенности. Из пункта 1.4.2. видно, что фронт сдвиговой волны в процессе распространения неравномерно распределяется по всей исследуемой области, что обязывает подсчитывать её скорость только на оси, пересекающую точку фокусировки толкающего импульса. Также данному методу характерна небольшая амплитуда волны, 10-15 мкм (Рис. 1.9 и Рис. 1.13). Данный момент позволяет определить модуль Юнга в среде только на очень небольшом участке. В связи с этими факторами в некоторых источниках данный метод обозначается как эластография сдвиговой волной в точке (point Shear Wave Elasticity Imaging, pSWEI) [77].

В 2004 году в журнале IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control вышла статья «Supersonic Shear Imaging: A New Technique for Soft Tissue Elasticity Mapping», выпущенная коллективом под руководством J. Bercoff [35]. Данная работа представляла новый метод определения упругих свойств исследуемой ткани Supersonic Shear Imaging, в котором использовались некоторые черты уже ранее представленных методик ультразвукового диагностирования.

Supersonic Shear Imaging представляет собой дальнейшее развитие метода SWEI, используя схожую схему, однако имеет одно фундаментальное отличие. В среде возбуждается несколько источников распространения сдвиговых волн (Рис. 2.1). Для этого в среду последовательно запускается несколько фокусирующих импульсов, отличающихся смещением точки фокусировки по глубине, создавая движущийся источник сдвига [35, 36, 78]. Главным условием создания данного источника является его перемещение с большей скоростью, чем скорость сдвиговой волны в среде, т.е. «число Маха» $M > 1$. Сдвиговые волны, получившиеся из источников, интерферируя между

собой вдоль образующегося конуса Маха, формируют две квазиплоские волны, распространяющиеся в разные стороны [79].

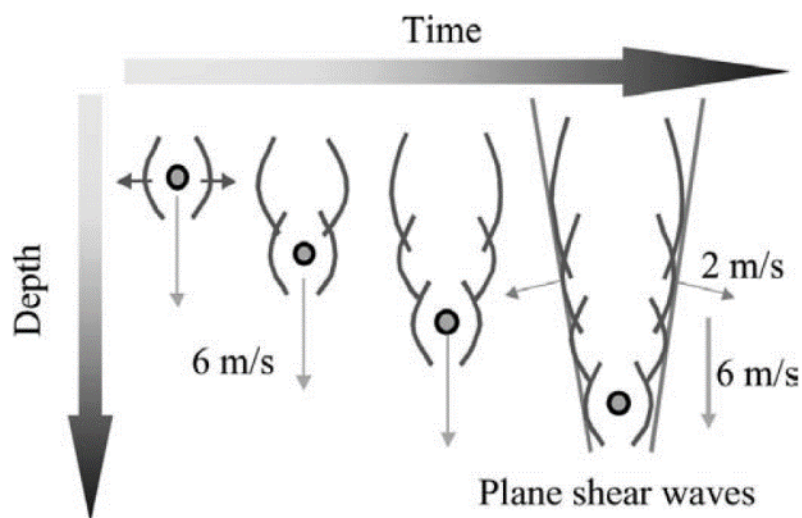


Рисунок 2.1 — Генерация квазиплоской сдвиговой волны в методе SSI [35]

Имея достаточно большую амплитуду (в опытах J. Vercoff, она достигала 100 мкм), данная волна преодолевает достаточно большое расстояние и проникает в различные объекты в среде, прежде чем затухнуть, а её форма позволяет ей равномерно распределяться по всей глубине исследуемой области.

Отдельно остановимся на «числе Маха». Оно отвечает за угол, под которым будет распространяться квазиплоская сдвиговая волна. С увеличением данного показателя, угол начнет стремиться к 90° по отношению к направлению распространения волны. В связи с этим даже выделяют отдельные режимы работы данного метода на основе значения M (Mach 3, Mach 4, Mach 5, Mach 10). Отдельно стоит отметить режим работы Mach -3, в котором начало формирования конуса начинается с самой глубокой точки. Однако наиболее часто в литературе упоминаются режимы Mach 3, в котором отношение скорости смещения фокуса к скорости сдвиговой волны равно 3, и Mach 10, в котором данное отношение равно 10.

После генерации квазиплоских сдвиговых волн, проводится процесс регистрации их распространения в среде с использованием метода Ultrafast Imaging. В SSI данная методика используется сразу для нескольких целей (Рис.

2.2). После каждого пуска сфокусированного импульса, запускается небольшая пачка изображающих импульсов. На основании данных, полученных ими, по предложению J. Bercoff, делаются выводы о формировании конуса Маха. Основная пачка импульсов, в которой количество изображающих импульсов может достигать 100, запускается уже после формирования квазиплоских волн. Она регистрирует их дальнейшее распространение, и на основании записанных данных производится дальнейшая обработка и вывод результатов об эластичности ткани в выбранном участке [35, 36, 78].

В экспертной системе Supersonic Aixplorer, на которой реализован метод Supersonic Shear Imaging вывод результатов в виде ультразвукового снимка, на который наслаивается elasticity map, разноцветное изображение исследуемых объектов с соотношением цветов с их упругими характеристиками (модулем Юнга).

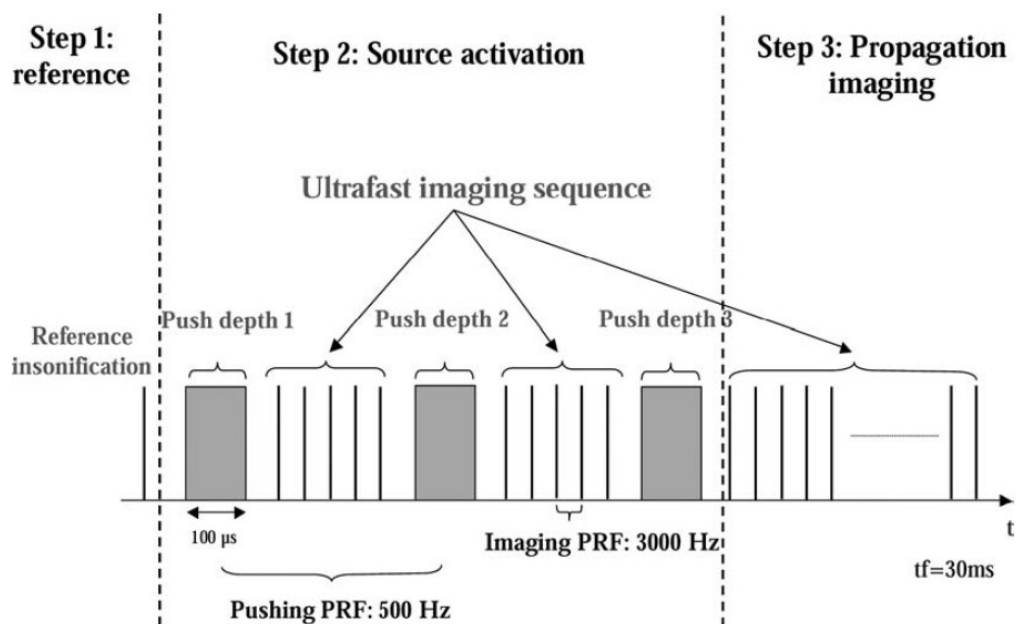


Рисунок 2.2 — Временная диаграмма импульсов, посылаемых в среду, в методе SSI [35]

2.2 Реализация метода SSI на Verasonics

При подготовке к началу работ по реализации метода SSI на акустической системе Verasonics, предполагалось, что данный процесс нужно будет разложить на три основных этапа: создание схемы формирования квазиплоской сдвиговой волны в Verasonics; регистрация изменений в среде за счет распространения волн с помощью методики Ultrafast imaging; написание алгоритма для получения данных о вязкоупругих характеристиках ткани на отдельном участке её изображения (elasticity map или также встречающееся в литературе обозначение speed map). Однако при дальнейшем рассмотрении первые два этапа были объединены в один, который можно назвать как построение временной диаграммы импульсов, посылаемых в среду, в методе SSI на Verasonics. Для реализации первого этапа за основу была взята классическая схема (параграф 2.1; Рис. 2.2). Для формирования квазиплоской сдвиговой волны было взято 5 фокусирующих импульсов. Расстояние по глубине между точками фокусировки было выбрано 5 мм [79, 80]. Оптимальная разница между скоростью смещения фокуса сдвига (V_f)

$$V_f = \frac{\Delta z}{\Delta t} \quad (2.1)$$

и скоростью сдвиговой волны, которая при разработке метода была приравнена к 2 м/с ($C_s = 2$ м/с), или же «число Маха» выбиралось не менее 3 ($M \geq 3$).

$$M = \frac{V_f}{C_s} \quad (2.2)$$

Первоначально на Verasonics была выполнена схема, приближенная к той, что представлена в работе J. Bercoff [35] (Рис. 2.3).

Данная схема позволяла достоверно сохранять данные о распространении каждой отдельной сдвиговой волны благодаря наличию пачки из 5 изображающих импульсов после первых 4 фокусирующих. Однако они приводили к крупным интервалам между толкающими импульсами, что давало очень небольшую разницу между скоростью смещения фокуса и скоростью сдвиговой волны в среде ($V_f = 3,57$ м/с, $M = 1.79$). Было

обнаружено, что из-за данного фактора при измерении в средах с большей эластичностью есть вероятность не образования квазиплоских сдвиговых волн, на чем основана вся методика. В связи с этим данная схема была модифицирована.

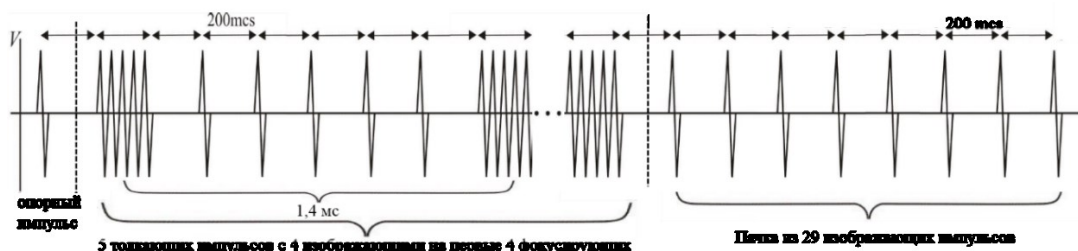


Рисунок 2.3 — Первая схема реализации метода SSI на акустической системе Verasonics

Вместо пачки импульсов, между фокусирующими пускался лишь один изображающий (Рис. 2.4). Это позволило сохранить часть данных о распространении каждой отдельной сдвиговой волны, а также увеличить разницу между скоростью смещения фокуса ($V_f = 8,3$ м/с) и скоростью сдвиговой волны в среде, который начал достигать максимального значения, равного $M = 4.17$, что достаточно для образования квазиплоских сдвиговых волн и имеется запас при измерении в более эластичных средах.

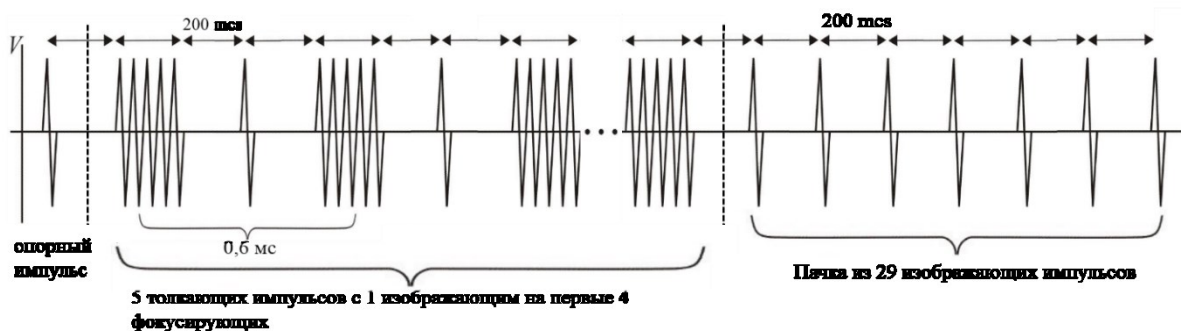


Рисунок 2.4 — Вторая схема реализации метода SSI на акустической системе Verasonics

Для случаев измерения объектов, в которых среда имеет более высокий показатель упругости (для рассмотрения была взята среда с модулем Юнга 48 кПа или 4 м/с), была модифицирована схема импульсов, посылаемых в среду, при работе метода SSI (Рис. 2.5). В данной схеме были убраны промежуточные изображающие импульсы, которые регистрируют формирование конуса Маха.

Данный шаг позволил увеличить скорость смещения фокуса ($V_f = 12,5$ м/с), что позволяет получать $M = 3.125$ при работе со средами, в которых скорость сдвиговых волн равна 4 м/с, а для менее упругих сред число Маха может достигать $M = 6.25$, что влияет на угол, под которым распространяются квазиплоские сдвиговые волны. Контролировать формирование конуса в данной схеме предполагается за счет уже финальной формы, которая видна первым изображающим импульсом [78, 80].

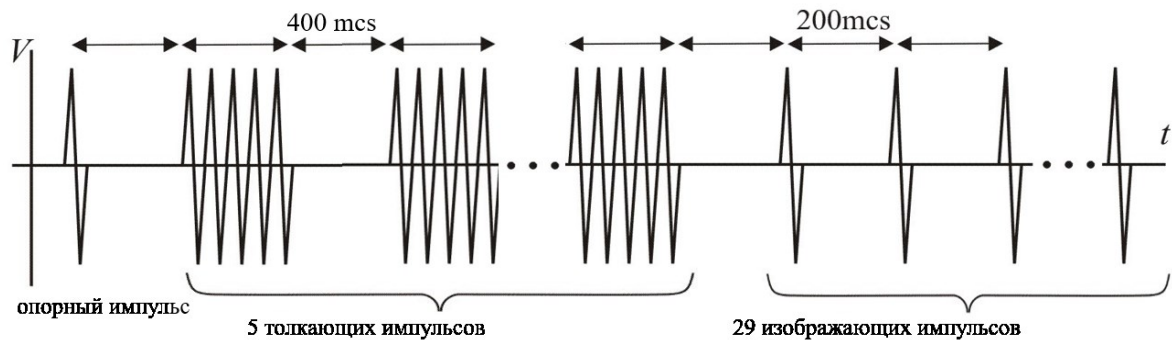


Рисунок 2.5 — Третья схема реализации метода SSI на акустической системе Verasonics

Отдельно остановимся на пачке изображающих импульсов, регистрирующих распространение квазиплоских сдвиговых волн. За основу была взята схема, которая уже применялась на акустической системе Verasonics при реализации на нем метода SWEI (параграф 1.3). 200 мкс является достаточной задержкой между импульсами для качественного отслеживания динамики распространения волны в среде. Однако в ходе реализации SSI было выявлено, что 19 изображающих импульсов недостаточно для полного отслеживания распространения квазиплоских сдвиговых волн на исследуемом участке. В связи с этим число изображающих импульсов было увеличено до 29. С помощью данной последовательности импульсов система может регистрировать изменения в среде за счет распространения квазиплоских сдвиговых волн в течение 6 мс. При $C_s = 2$ м/с, это позволяет увеличить исследуемую зону с 1 см, которая применялась при подсчете скорости сдвиговой волны по обеим её компонентам и её визуализации в методе SWEI, до 3 см с включением области формирования конуса.

2.3 Обработка данных, полученных в ходе работы метода SSI на Verasonics. Алгоритм получения elasticity map

Первоначальная обработка данных, полученных в ходе работы метода SSI, для получения данных о смещении точек в различных координатах исследуемого участка среды схожа с применяемой в методе SWEI. Смещение вычисляется с помощью вычисления корреляции одного из изображающих импульсов с опорным. По сдвигу пика корреляционной кривой относительно нуля можно вычислить запаздывание волны, вызванное смещением среды. Более детально алгоритм вычисления $\zeta(t)$ описан в пункте 1.4.1. Однако при обработке данных, полученных в ходе работы метода SSI на Verasonics, необходимо было учитывать появление изображающих импульсов, которые отвечают за регистрацию формирования квазиплоских сдвиговых волн.

2.3.1 Алгоритм визуализации формирования и распространения квазиплоских сдвиговых волн

Первым алгоритмом, написанным для конечной обработки данных для метода SSI, является визуализация формирования и распространения квазиплоских сдвиговых волн (Рис. 2.6).

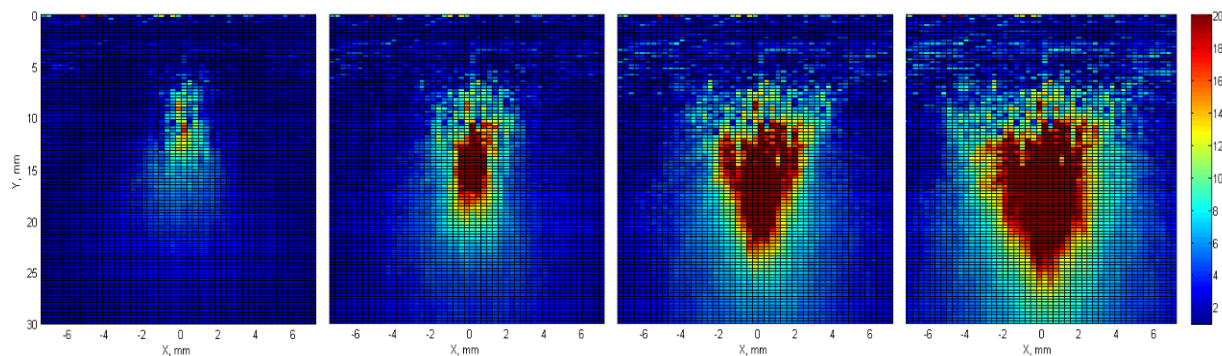


Рисунок 2.6 — Визуализация формирования и распространения квазиплоских сдвиговых волн

Он основывается на алгоритме, представленном в пункте 1.4.2, но имеет несколько характерных отличий.

1. В связи с возросшей амплитудой квазиплоской сдвиговой волны по сравнению с простой, запускаемой в методе SWEI, волна распространяется на большие расстояния. Также учитывая тот момент, что по глубине разница

между первой точкой фокусировки и последней 20 мм, есть необходимость увеличивать сетку не только по ширине, но и по высоте (глубине). Итоговый размер сетки для визуализации волн был выбран 101×51 ячейку (при переводе в единицы измерения получатся 30 мм по глубине и 15 мм по ширине).

2. Verasonics при работе метода SSI снимает данные с 33 изображающих импульсов, не считая опорный. Обработка всех этих данных, а также учитывая размер новой сетки приведет к значительному увеличению времени работы алгоритма. Для нивелирования данных моментов было принято решение сократить число учитываемых изображающих импульсов до 11. При обработке будут учитываться только все импульсы, снимающие среды в процессе формирования конуса Маха, а после формирования квазиплоских сдвиговых волн и начала их распространения каждый третий изображающий импульс из основной пачки [80].

На основании данного алгоритма (Рис. 2.7) можно судить о правильности формирования квазиплоских сдвиговых волн. Благодаря нему была отбракована первая схема реализации метода SSI на акустической системе Verasonics, поскольку было качественно видно отсутствие формирования квазиплоских сдвиговых волн и распространения отдельно сформированных сдвиговых волн.

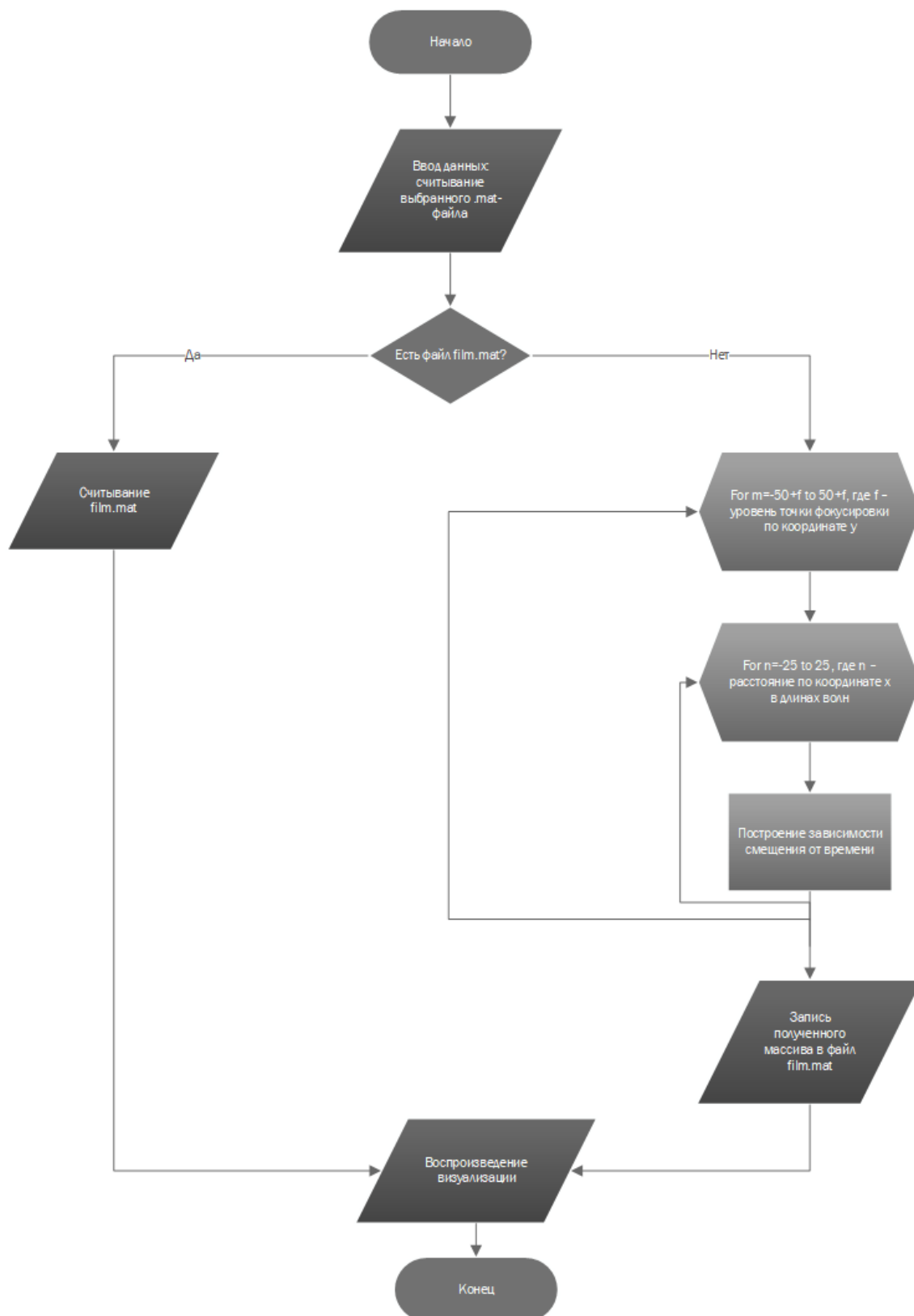


Рисунок 2.7 — Блок-схема алгоритма визуализации формирования и распространения квазиплоских сдвиговых волн

2.3.2 Алгоритм получения elasticity map

Для обработки данных при работе метода Supersonic Shear Imaging на акустической системе Verasonics и получение конечного результата в виде выявления упругих характеристик в исследуемом объекте, в виде скорости сдвиговой волны или модуля Юнга, был написан отдельный алгоритм [78]. За основу с точки зрения визуального представления результата был взят интерфейс экспертной системы Supersonic Aixplorer, а именно его elasticity map [35, 36, 78, 80, 81] (Рис. 2.8).

Для её получения за основу был взят алгоритм получения сетки, сохраняющей в своих ячейках данные о смещении в каждой точке исследуемой области, применяемый при визуализации распространения сдвиговой волны и квазиплоской волны (см. п. 1.4.2 и п. 2.3.1). Однако в случае получения elasticity map, размер сетки был увеличен до 101×101 точек или 30×30 мм, а при её получении учитываются все изображающие импульсы (кадры, фреймы) из пачки, регистрирующей распространение квазиплоской сдвиговой волны, но при этом не учитываются импульсы, записывающие среды в момент формирования конуса Маха.

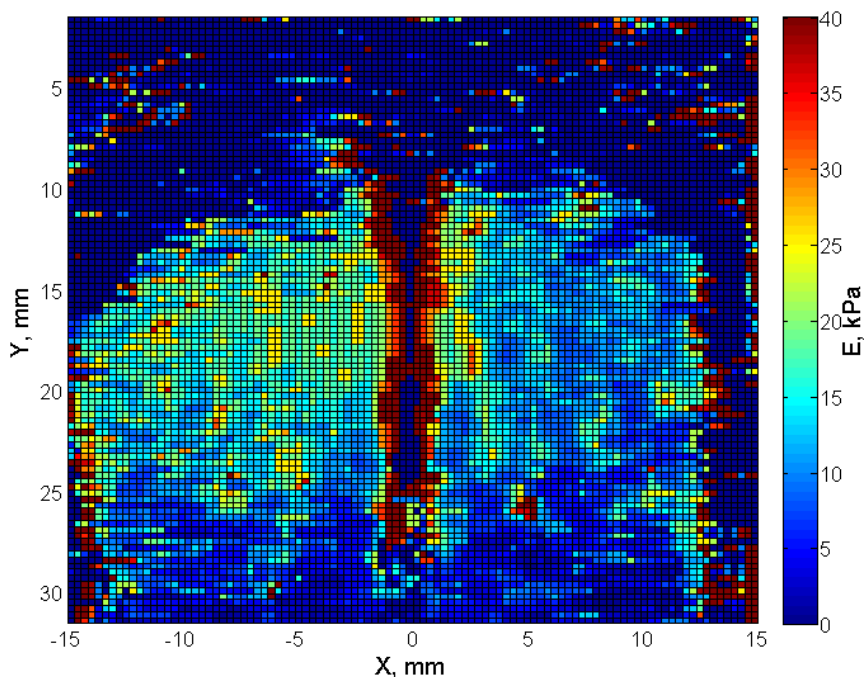


Рисунок 2.8 — Elasticity map, полученный на основе работы метода SSI на акустической системе Verasonics

Как уже описывалось в пунктах 1.4.1 и 1.4.3, в каждой точке, через которую прошла сдвиговая волна (в текущем случае, квазиплоская сдвиговая волна), функция смещения имеет четко выраженный максимум в определённый момент времени, соответствующий времени прихода фронта волны в данный участок исследуемой области. На основании этого сопоставив координаты пикселя по оси, параллельной оси распространения квазиплоской сдвиговой волны с временем прихода волны в данную точку, и зная такие же параметры у соседнего пикселя, можно вычислить скорость прохождения волны на данном участке. Теоретически, для этих целей достаточно 2 пикселей. Но из-за воздействия шумов, этого недостаточно. Для нивелирования эффекта шумов, предлагается брать их большее количество.

В ходе написания алгоритма было предложено брать минимум 3 точки с главной центральной. В данном случае получаемый результат в виде скорости и пересчитываемым из неё модулем Юнга приписывался бы 2-ой (иными словами, центральной) точке. Обусловленность такого выбора заключается в влияние среды на прохождение волны в данной точке по сравнению с предыдущими и последующими. Также данная схема позволяет облегчить алгоритм обработки при подсчете значения модуля Юнга на краевых точках. Были опробованы комбинации из 3, 5, 7 и 9 точек. В ходе работы было выявлено, что оптимальным значением является 5 точек с главной центральной [78, 80].

По итогам поиска оптимального количества учитываемых пикселей для подсчета скорости был написан алгоритм, который на выходе выдавал массив размерами 101 на 101 ячейку, в каждой из которых записано значение модуля Юнга в данной точке (Рис. 2.9). Используя внутренние возможности программной среды MATLAB, мы получаем карту распределения модуля Юнга на исследуемом участке в зависимости от объектов, находящихся в ней. Выбор модуля Юнга как численный итоговый результат обусловлен более легким с точки зрения восприятия параметром (его значения в зависимости от исследуемого объекта может варьировать в значениях от 0 до 100 кПа и более),

чем скорость сдвиговой волны, чье значения, как уже упоминалось может варьироваться от 1 до 20 м/с.

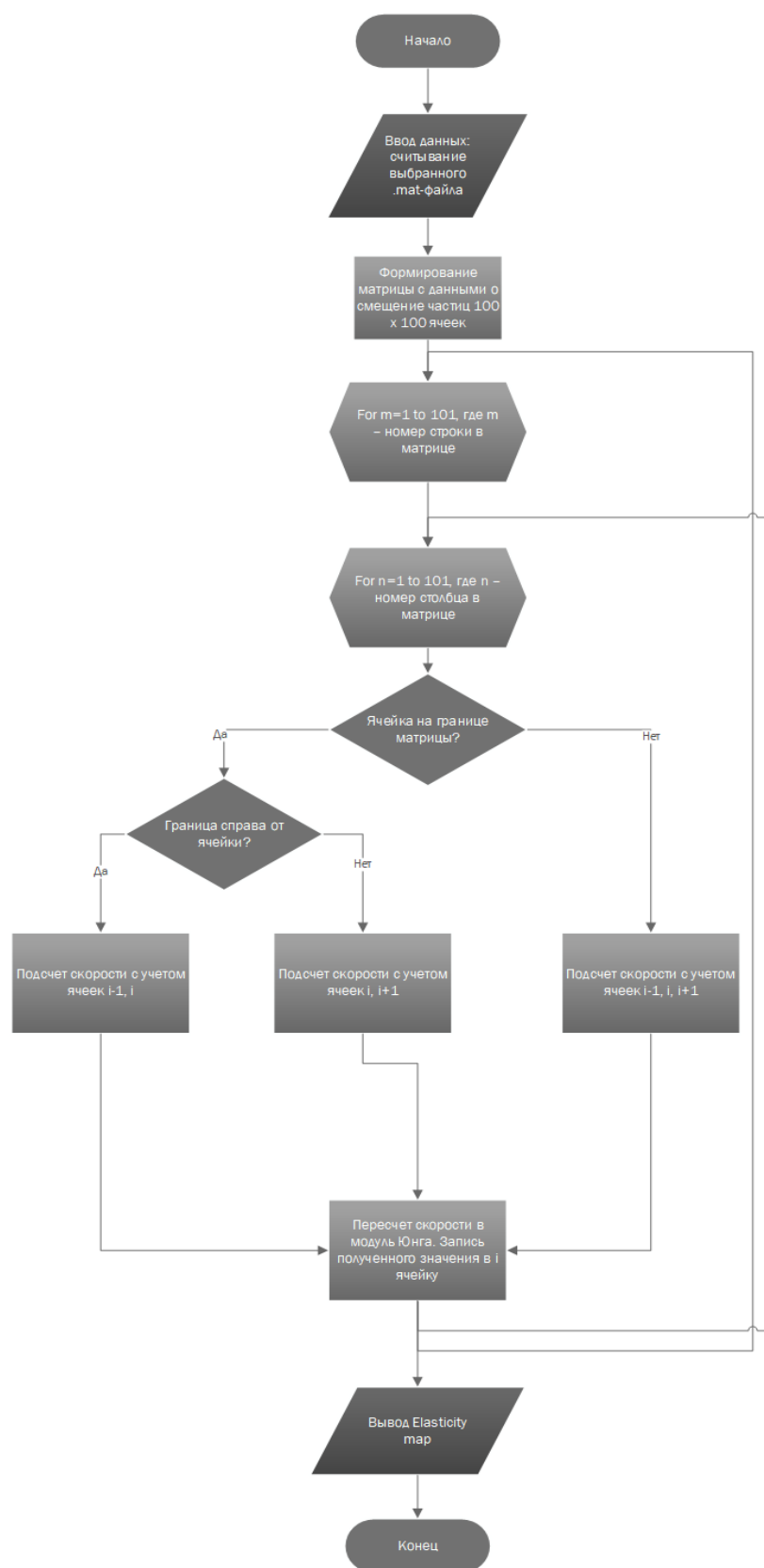


Рисунок 2.9 Блок-схема алгоритма получения elasticity map

2.4 Измерение калиброванного фантома CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom – Spherical методом SSI

Для тестирования и отладки схемы реализации метода Supersonic Shear Imaging на Verasonics, а также разработанного алгоритма получения elasticity map по итогам работы метода была проведена серия экспериментов с использованием калиброванного фантома CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom – Spherical [80] (Рис. 2.10).

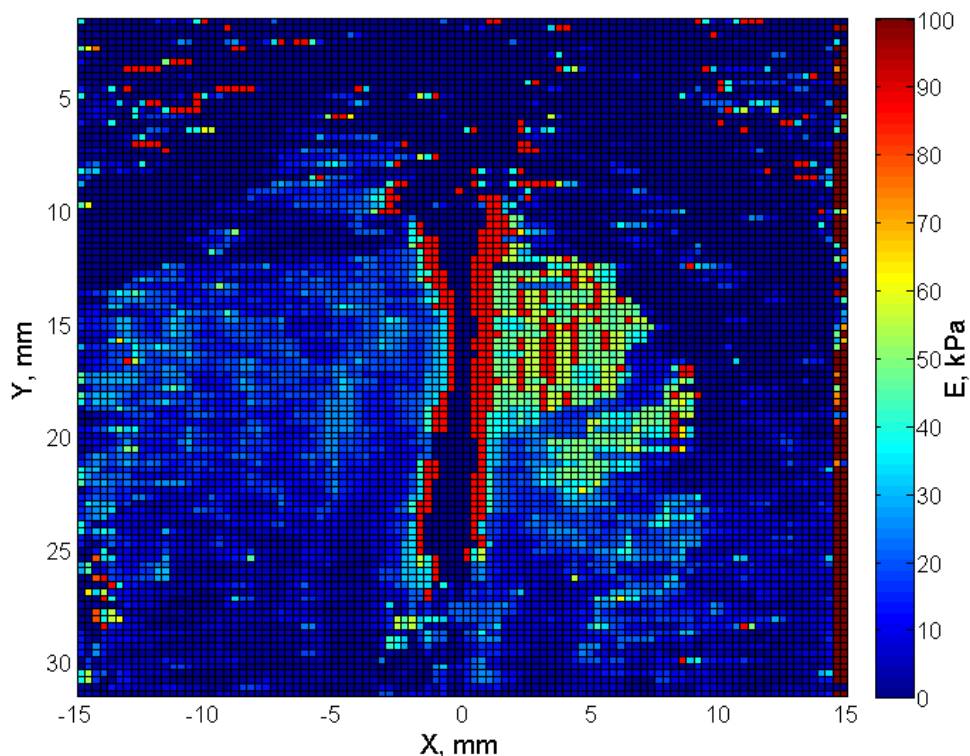


Рисунок 2.10 — Результат измерения вложения в калиброванном фантоме CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom – Spherical с помощью метода SSI

Его схема и описание представлены в параграфе 1.5. При его измерении было выявлено несколько особенностей работы с методом SSI. Главной его особенностью является необходимость прицеливаться не в сам объект, как это происходит в методе SWEI, а в стороне от объекта [80]. Это обусловлено тем, что при обработке результатов в центральной области elasticity map появляется так называемая слепая зона, которая соответствует размерам формируемого нами конуса Маха. Она связана с непосредственным воздействием радиационной силы, суперпозицией волн вблизи траектории фокусов и отсутствием устойчивого фронта для time-of-flight оценки. Если

распространение волны начнется прямо из исследуемого объекта, то в таком случае часть объекта (а возможно и весь, в зависимости от его размеров) будет перекрыта слепой зоной, что означает потерю части данных.

В ходе работы с фантомом, с помощью метода SSI были измерены 4 вложения-сферы разных типов. Результаты представлены в таблице 2.1. Необходимо отметить, что результат приведен сразу в значениях модуля Юнга, что отличается от метода SWEI. Для проверки на корректность полученных результатов, приведены результаты измерения калиброванного фантома с помощью экспертной системой Supersonic Aixplorer, а также паспортные данные фантома CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom – Spherical.

Таблица 2.1 — Результаты измерений калиброванного фантома CIRS Model 049 на акустической системе Verasonics с использованием метода SSI и на экспертной ультразвуковой системе Supersonic Aixplorer; паспортные данные фантома

Type	Данные CIRS	Verasonics, SSI	Supersonic Aixplorer
	E, кПа		
Background	25	19,3	20.59
I	8	8,51	7.05
II	14	11,52	11.20
III	45	31,37	33.19
IV	80	65,17	61.18

Как видно из результатов, наблюдается хорошая сходимость между результатами, полученными с помощью акустической системы Verasonics методом SSI, и результатами, полученными экспертной системой Supersonic Aixplorer. Данная сходимость показывает корректность реализации метода на исследовательской системе, а также схожесть алгоритмов обработки полученных данных в сравнении с коммерческим аналогом. Стоит отметить, что при обработке результатов измерения сферы 4 типа, проявляется неоднородность данного объекта с точки зрения упругих характеристик, значение модуля Юнга изменяется от 56,32 до 87,15 кПа (в таблице 2.1 для данного объекта приведено среднее значение модуля Юнга). Сравнивая полученные результаты с паспортными, можно увидеть, что результаты не доходят до тех значений, что приводятся в справочной информации вместе с

фантомом. Однако полагаясь на результаты, полученные на экспертной системе, можно предположить, что мы имеем дело с некорректностью данных, приведённых для конкретного фантома, а не с неправильностью работы реализованного метода.

В таблице 2.2 приведено сравнение результатов измерения данного калиброванного фантома акустической системой Verasonics с использованием двух разных методов эластографии, SWEI и SSI. Результаты, полученные с помощью метода SWEI, приведены в двух размерностях, скорость сдвиговой волны и модуль Юнга, по причине получаемого изначально результата в виде скорости. Как видно из сравнения, значения в среде (background) и сферах с 1 по 3 тип схожи, что объясняется в том числе схожестью обработки результатов. При измерении сферы 4 типа методом SWEI, как уже отмечалось в параграфе 1.5, результат не удалось получить, из-за слишком большой разности упругих характеристик между средой и данной сферой. В методе SSI, как уже отмечалось в пункте 2.3.1, за счет большей амплитуды квазиплоской волны, обеспечивается её распространения на большие расстояния и проникание в объекты, имеющие сильные упругие характеристики, что позволяет измерить сферу 4 типа [79, 80].

Таблица 2.2 — Сравнение результатов измерения калиброванного фантома CIRS Model 049 на акустической системе Verasonics с использованием метода SWEI с результатами, полученными с помощью метода SSI и паспортными данными фантома

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

2.5 Выводы ко второй главе

Во второй главе описан метод Supersonic Shear Imaging (SSI), являющийся развитием метода SWEI и позволяющий получать количественную карту распределения модуля Юнга (elasticity map) в исследуемой области. Показано, что ключевым отличием SSI является генерация квазиплоских сдвиговых волн за счёт последовательного возбуждения нескольких фокусирующих импульсов со смещением точки фокусировки по глубине. При условии, что скорость смещения фокуса превышает скорость сдвиговой волны в среде («число Маха» $M > 1$), формируется конус Маха, а интерференция сдвиговых волн приводит к созданию квазиплоского фронта. Амплитуда такой волны достигает 100 мкм (против 10–15 мкм в SWEI), что обеспечивает её распространение на большие расстояния и проникновение в жёсткие объекты.

Для реализации метода на акустической системе Verasonics разработаны три варианта временной диаграммы импульсов. Первая схема (с пачками изображающих импульсов между толкающими) давала недостаточную скорость смещения фокуса ($V_f = 3,57$ м/с, $M = 1,5$) и не гарантировала формирования квазиплоских волн. Во второй схеме между толкающими импульсами оставлен лишь один изображающий импульс, что увеличило V_f до 8,3 м/с ($M = 3$) при сохранении контроля формирования конуса. Третья схема (без промежуточных изображающих импульсов) предназначена для высокоэластичных сред, обеспечивая $V_f = 12,5$ м/с ($M = 3–6$). Для регистрации распространения квазиплоской волны используется пачка из 29 изображающих импульсов с задержкой 200 мкс, что позволяет отслеживать волну в течение 6 мс и увеличить исследуемую зону до 3 см.

Разработаны алгоритмы обработки данных. Алгоритм визуализации формирования и распространения квазиплоских сдвиговых волн использует сетку 101×51 ячейку (30×15 мм) и учитывает 11 из 33 изображающих импульсов для снижения вычислительной нагрузки. Алгоритм получения elasticity map основан на вычислении смещения частиц в каждой точке сетки

101×101 (30×30 мм) и определении скорости сдвиговой волны по времени прихода фронта. Оптимальным признано усреднение по 5 точкам (центральная и по две соседние), что позволяет нивелировать влияние шумов.

Экспериментальная верификация метода SSI проведена на калиброванном фантоме CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom – Spherical. Измерены все четыре типа сферических включений, включая сферу Type IV (паспортный модуль Юнга 80 кПа), которая не измерялась методом SWEI из-за слишком большой жёсткости. Показана хорошая сходимость результатов Verasonics/SSI с данными, полученными на экспертной системе Supersonic Aixplorer (например, для среды 19,3 кПа против 20,59 кПа, для Type I – 8,51 кПа против 7,05 кПа). Сравнение с методом SWEI на той же системе Verasonics подтвердило, что SSI позволяет измерять объекты с высоким модулем Юнга, недоступные для SWEI. Таким образом, реализованный в главе метод SSI на платформе Verasonics демонстрирует возможность получения количественных эластографических карт, превосходя SWEI по зоне охвата и способности измерять жёсткие включения, что создаёт основу для дальнейших исследований вязкоупругих свойств биологических тканей (главы 3 и 4).

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

Ультразвуковой фантом BP1901 фирмы Blue Phantom представляет собой силиконовый макет молочной железы размером $170 \times 120 \times 45$ мм (Рис. 3.1). Он предназначен для развития и практики навыков, необходимых при ультразвуковом исследовании данного органа с использованием режимов эластографии, в том числе эластографии сдвиговой волной. Производитель фантома заявляет, что данная модель позволяют пользователю получить опыт работы с жесткими, мягкими, а также изоэластическими повреждениями. В ходе предварительного исследования данного фантома, были выявлены 11 искусственных неоднородностей, в том числе имитации кист и микрокальцинатов [80, 82, 83, 84].

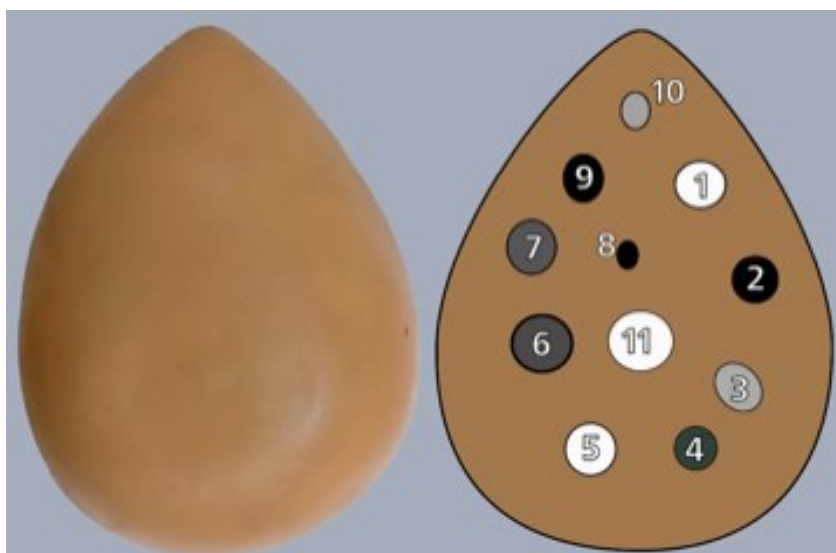


Рисунок 3.1 — Внешний вид и схема ультразвукового фантома Elastography Ultrasound Breast Phantom фирмы Blue Phantom

В ходе осмотра с использованием режима B-mode были оценены эхогенности неоднородностей в фантоме с возможностью их классификации. Все объекты по итогам предварительного исследования были разделены на

несколько групп: гиперэхогенные неоднородные объекты, гиперэхогенные однородные объекты, гипоехогенные неоднородные объекты, изоэхогенные неоднородные объекты и анэхогенные объекты [82, 83].

3.1.1 Описание программы ImageJ для оценки контрастности включений в ультразвуковом фантоме

Для оценки количественной характеристики контрастности (яркости) объекта используется компьютерная программа для анализа и обработки изображений ImageJ, разработанная в National Institutes of Health. Данная программа позволяет отображать, редактировать, анализировать, обрабатывать, сохранять и печатать 8-битные, 16-битные и 32-битные изображения. Программа может читать различные форматы изображений, в том числе TIFF, PNG, GIF, JPEG, BMP, DICOM, FITS, а также raw форматы. Она может создавать гистограммы плотности и рисовать профили линий. Одной из особенностей данной программы при сравнении с другими графическими редакторами является возможность отображения данных об изображении как в графическом, так и в числовом виде, а также экспорт данных в текстовый файл.

В данную программу загружается снимок исследуемой среды, полученный в ходе работы режима B-Mode на ультразвуковом томографе, в формате png. После выделяется область в среде (Background) и область во включении, после чего с помощью отображаемой в редакторе гистограммы и выводимых численных значений контрастности (яркости) проводится оценка на предмет возможности качественного (визуального) и количественного определения типа включения (Рис. 3.2).

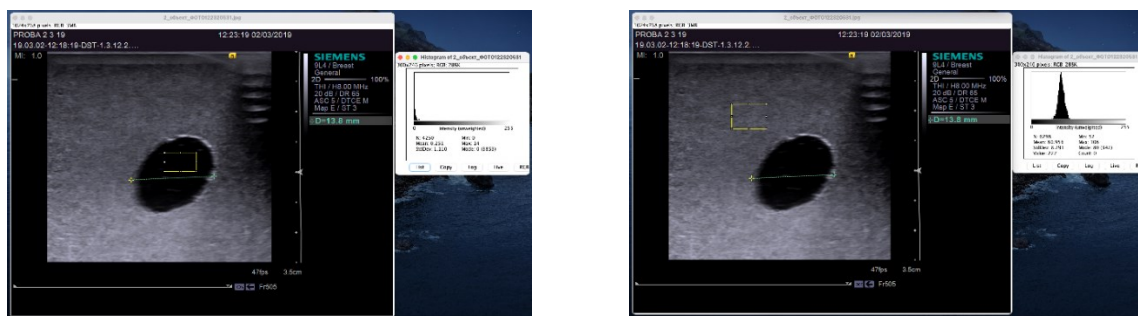


Рисунок 3.2 — Пример оценки эхогенности объекта в программе ImageJ

3.1.2 Описание включений в ультразвуковом фантоме ВР1901. Сравнение контрастных характеристик

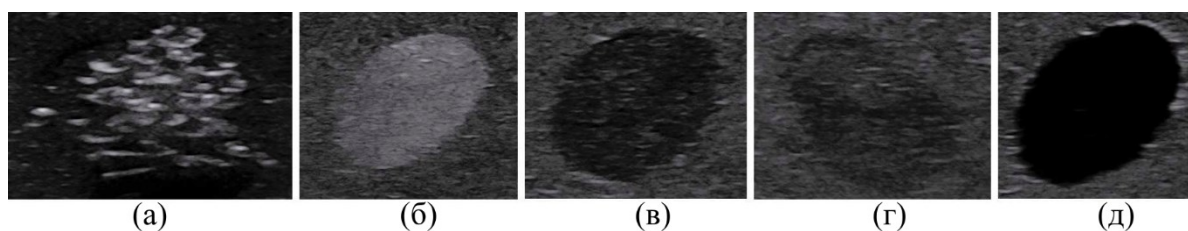


Рисунок 3.3 — Ультразвуковые изображения неоднородностей в фантоме молочной железы фирмы Blue Phantom

К гиперэхогенным неоднородным объектам относятся включения 1, 5 и 11. Они являются наиболее контрастными и легкими к восприятию на серошкальном изображении из всех имеющихся объектов для интерпретации (Рис. 3.3 (а)). Согласно внешним источникам, при измерении данных объектов с помощью технологии компрессионной эластографии, отношение объект/фон составляет 2,4 – 3,2. Проведенные нами далее измерения методами эластографии сдвиговой волной показывают схожее отношение модуля Юнга объектов к фону.

Объекты 3 и 10 являются гиперэхогенными однородными объектами с разными размерами (14×11 и 10×7 мм соответственно). При первичном исследовании было сделано заключение, что данные включения покрыты жесткой оболочкой, что затрудняет их исследование с помощью методов эластографии. При сравнении контрастности объекта по сравнению со средой на гистограмме видно четкое различие, а также отсутствует проблема с количественной интерпретацией результатов по сравнению с первым типом объектов (Рис. 3.3 (б)). При их измерении с помощью компрессионной эластографии они не отличаются по жесткости от фона. Однако данные объекты покрыты неоднородностью в виде жесткой оболочки, которая может скрывать более мягкое содержимое. Таким образом, делать выводы об эластичности внутренности объекта затруднительно.

Объекты 4 и 7, размерами 13 мм и 8×6 мм соответственно, относятся к гипоехогенным неоднородным объектам. При визуальном анализе, а также

анализе, проведенном в ImageJ, объекты показали себя слабо контрастными на фоне среды (Рис. 3.3 (в)). Согласно внешним источникам исследования с использованием компрессионной эластографии также показали слабовыраженное отличие с точки зрения упругих характеристик по сравнению со средой. Отношение объект/фон в таких исследованиях составляет 0,8 – 1.

Такая особенность еще сильнее характерна для изоэхогенных объектов, к которым относится 6 объект. При визуальной и количественной оценке контрастности данное включение имеет наименьший показатель по сравнению со средой (Рис. 3.3 (г)). В проведенных нами далее измерениях методами эластографии сдвиговой волной получено схожее отношение модуля Юнга объектов к фону.

2, 8 и 9 относятся к анэхогенным объектам. Данные включения являются имитаторами кисты. Киста является жидкостным объектом, которые являются несжимаемыми. Различные технологии интерпретируют его неоднозначно, и это непосредственно связано с тем, как жидкостные объекты реагируют на сжатие и как они взаимодействуют со звуковыми колебаниями. Сдвиговые волны в жидкости не возникают, что вызывает затруднения при исследовании объектов данного типа методами эластографии сдвиговой волной. Подобную картину можно наблюдать и при измерении кисты компрессионной эластографии. На B-Scan эти объекты четко выражены, являясь наиболее затемнённой областью на срезе (Рис. 3.3 (д)).

Сделанные выводы о контрастности всех объектов сведены в диаграмме на Рис. 3.4. Данный отображает разность по модулю между количественной характеристикой контрастности (яркости) объекта по сравнению со средой. Приведение данных значений по модулю необходимо в связи с отрицательными значениями, получаемыми при исследовании отдельных гипоэхогенных и всех анэхогенных включений [83].

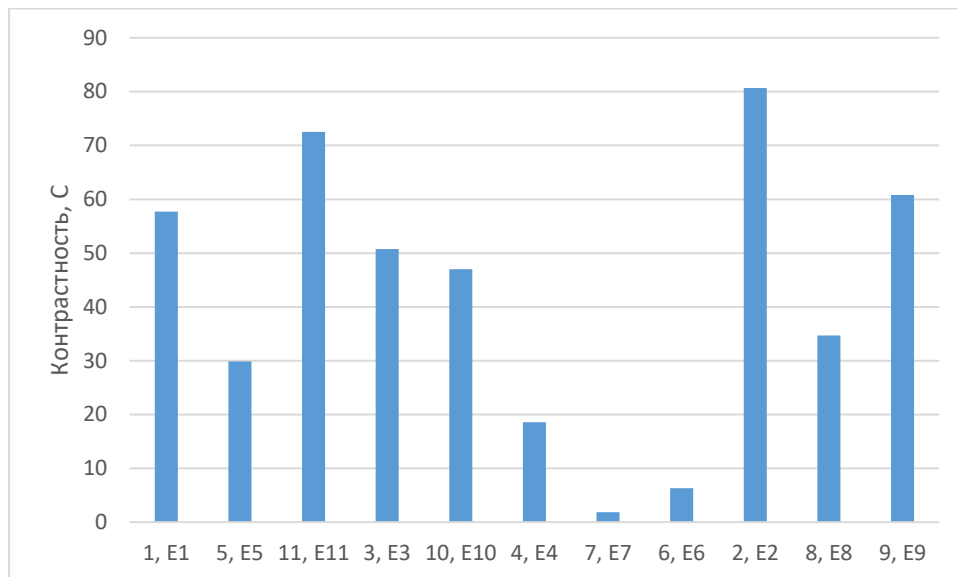


Рисунок 3.4 — Диаграмма разницы количественного значения контрастности (яркости) между неоднородностью и средой

3.2 Измерение ультразвукового фантома молочной железы фирмы Blue Phantom методами эластографии сдвиговой волной (методы SWEI и SSI)

На акустической системе Verasonics был измерен калиброванный фантом Elastography Ultrasound Breast Phantom фирмы Blue Phantom. При измерении использовались методы SWEI и SSI, которые активно применяются в настоящее время для ультразвуковой диагностики патологий в мягких биологических тканях [25, 85, 86, 87]. На Рис. 3.5 (интерфейс) и в таблице 3.1 приведены результаты измерений 11 включений фантома и его среды с помощью методов эластографии сдвиговой волной.

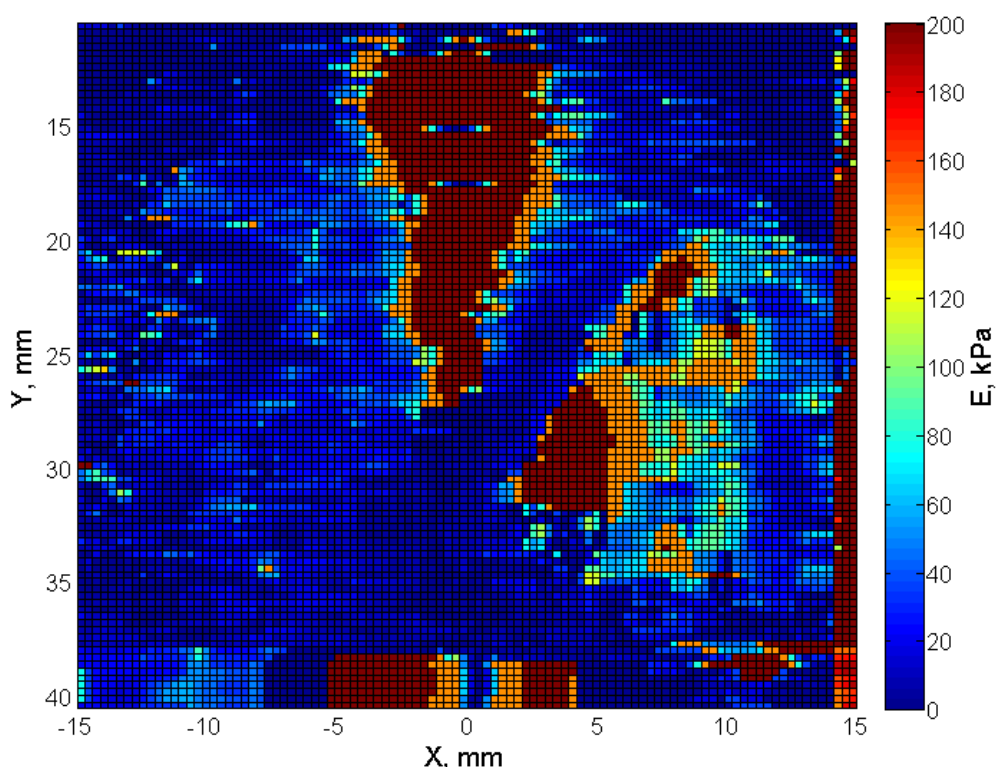


Рисунок 3.5 — Результат измерения включений в калиброванном фантоме Elastography Ultrasound Breast Phantom фирмы Blue Phantom с помощью метода SSI

Стоит отметить, результат при измерении на системе Verasonics методом SWEI и результат, полученный на Siemens Acuson приведен в виде скорости сдвиговой волны, который потом был пересчитан в модуль Юнга, из-за особенности технологии и системы соответственно. Результат же, полученный на Verasonics методом SSI и на системе Supersonic Aixplorer приведен сразу в значениях модуля Юнга, поскольку в данных случаях данный показатель является конечным результатом [88].

Таблица 3.1 — Результаты измерений калиброванного фантома Elastography Ultrasound Breast Phantom фирмы Blue Phantom на акустической системе Verasonics с использованием методов SWEI и SSI и на экспертной ультразвуковой системе Supersonic Aixplorer

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

Как видно из результатов, наблюдается сходимость между измерениями, сделанными на УЗ-томографе и исследовательской системе с использованием метода SSI при исследовании гиперэхогенных неоднородных объектов (1, 5 и 11). Хорошую сходимость можно объяснить высокой контрастностью данных объектов с точки зрения упругих характеристик на фоне среды. При измерении гипоэхогенных и изоэхогенных объектов наблюдается большая сходимость с результатами, получаемыми при измерении методом SWEI. При измерении были выявлены проблемы с локализацией объектов, относящихся к гипо- и изоэхогенным объектам, из-за их слабой выраженности на фоне среды. Также стоит отметить, при измерении гиперэхогенных однородных объектов (3 и 10) на результаты оказывает сильное влияние жесткая оболочка, обволакивающая данные включения.

Различия с результатами, получаемыми на экспертной системе, можно объяснить, как параметрами пуска фокусирующих импульсов, которые

задаются внутри программного обеспечения и не доступны для изменения обычным пользователям (примером такого можно привести значение подаваемого напряжения на элементы УЗ-датчика), так и аппаратными особенностями реализации УЗ-томографа [52].

3.2.1. Особенности измерения вязкоупругих характеристик в анэхогенных включениях методами эластографии сдвиговой волной

Особо стоит отметить измерение объектов 2, 8 и 9, которые имитируют кисту. Киста представляет собой жидкость, в которой невозможен сдвиг. Из-за этого формально невозможно определить модуль Юнга в данных объектах, что и показывают измерения, сделанные методом SWEI. Однако при измерении методом SSI и экспертной системой Supersonic Aixplorer, мы наблюдаем малые значения модуля Юнга (Рис. 3.6).

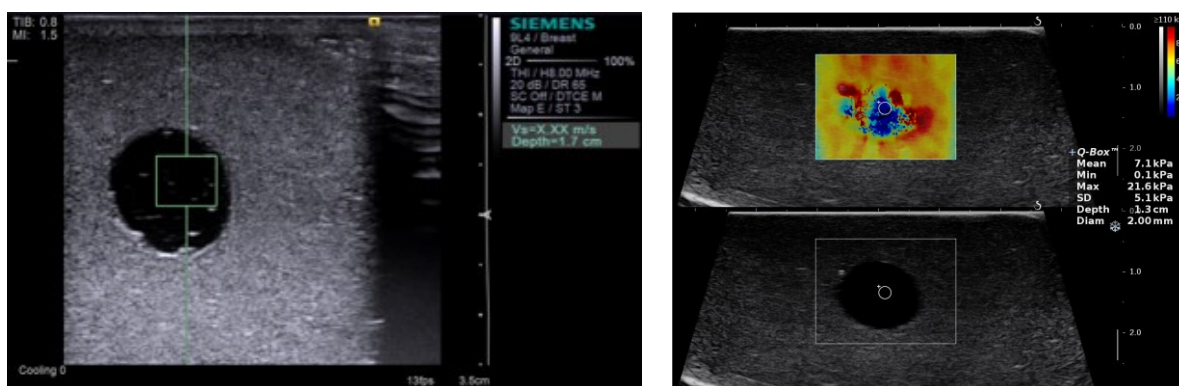


Рисунок 3.6 — Измерение анэхогенного объекта в ультразвуковом фантоме молочной железы фирмы Blue Phantom с помощью ультразвуковых систем Siemens Acuson S2000 и Supersonic Aixplorer.

Это можно объяснить особенностью обработки данных, а именно усреднением данных о скорости сдвиговой волны на 5 – 7 точках (подробнее описано в пункте 2.3.2). За счет этого на границах исследуемого объекта мы получаем значение модуля Юнга в точке, являющейся средней между объектом и средой. Из-за этой причины мы получаем показатель упругости в кисте [78] (Рис. 3.7).

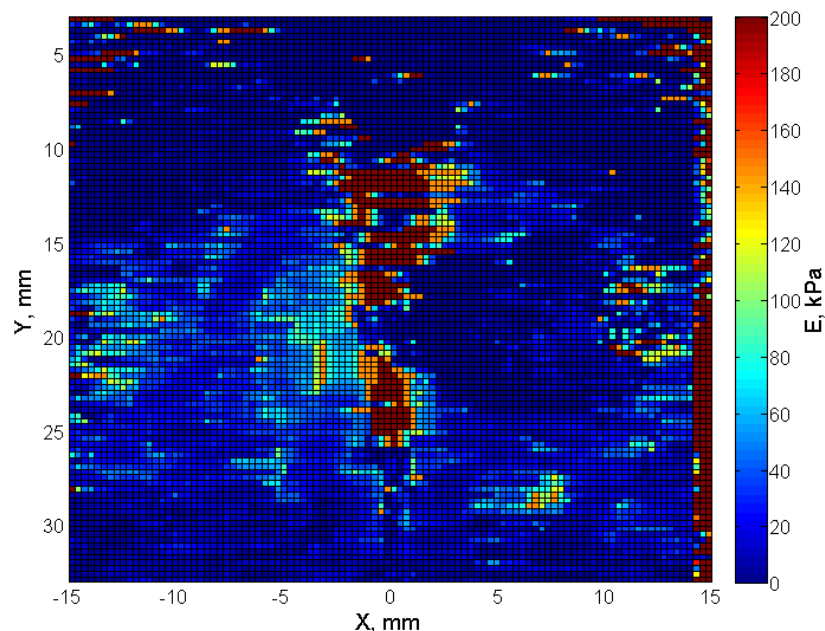


Рисунок 3.7 — Результат измерения имитатора кисты в калиброванном фантоме Elastography Ultrasound Breast Phantom фирмы Blue Phantom с помощью метода SSI

Показать тот факт, что мы имеем дело с особенностью обработки, а не реально имеющим место сдвигом в объектах можно на примере визуализации распространении квазиплоских сдвиговых волн в среде, представленной на Рис. 3.8.

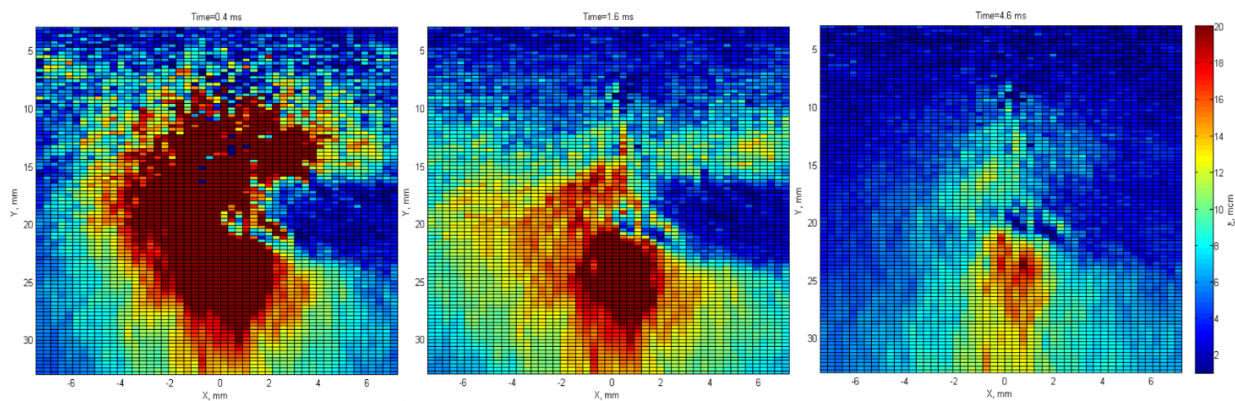


Рисунок 3.8 — Визуализация распространения квазиплоской сдвиговой волны в калиброванном фантоме Elastography Ultrasound Breast Phantom фирмы Blue Phantom и прохождение мимо имитатора кисты

Алгоритм визуализации сдвиговой волны, как уже описывалось в пунктах 1.4.3 и 2.3.1 представляет собой отображение сдвига частицы в каждой точке в определенный момент времени. В жидкости статический модуль сдвига практически равен нулю, поэтому упругая поперечная сдвиговая волна в объёме жидкости не распространяется. За счет этого при

визуализации распространения волны, такие объекты будут отображаться в виде темных участков, благодаря чему будет создаваться впечатление, что фронт волны «огibtает» исследуемый объект [78, 80, 88].

3.2.2 Сравнение метода визуального анализа исследуемого объекта с методами эластографии сдвиговой волной для определения типа включения

В качестве дополнительного исследования было произведено сравнение методов В-Mode и эластографии сдвиговой волной на предмет определения типа включений. Была построена диаграмма, которая иллюстрирует разность по модулю между количественной характеристикой яркости и значением модуля Юнга объекта по сравнению со средой (Рис. 3.9). Для сравнения были взяты ультразвуковые снимки, полученные на Acuson S2000 и результаты работы эластографии сдвиговой волной на данном томографе [83].

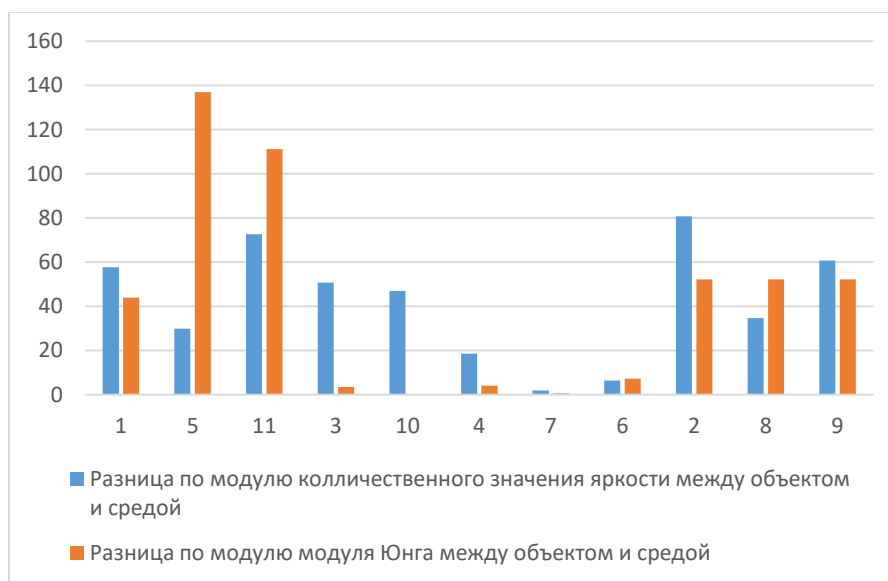


Рисунок 3.9 — Диаграмма сравнения разницы количественного значения яркости (контрастности) между неоднородностью и средой и разницы значения модуля Юнга между неоднородностью и средой.

Стоит еще раз отметить, что при получении значений контрастности (яркости) объекта в гистограмме, мы говорим о возможности его визуальной оценки специалистом. Как видно из диаграммы, наиболее сильное различие мы получаем при исследовании гиперэхогенных однородных объектов, поскольку при работе метода эластографии, часть информации теряется при

прохождении жесткой оболочки. При работе режима B-Mode мы можем четко выделить, как качественно (визуально), так и количественно, данное включение на фоне среды. Гиперэхогенные неоднородные и анэхогенные объекты четко выделяются на фоне среды при работе обоих режимов, хотя стоит выделить, что последние показывают отрицательную разность (являясь наиболее темным объектом на B-Scan и не имеющее значение модуля Юнга из-за своей природы). Гипо- и изоэхогенные объекты показывают схожую картину при работе обоих режимов [83].

3.3 Описание и строение мышечной ткани. Физические модели мышечной ткани

Скелетная мышца – это самый большой орган в теле человека, занимающий около 40% массы тела. Основная функция мышц – преобразование химической энергии в механическую для совершения движений, а также обогрева организма. В работе [89] была предложена гипотеза о еще одной фундаментальной функции мышц – поглощение энергии внешнего воздействия, ударов и нагрузок при движении. Согласно этой гипотезе, мышечное волокно благодаря своему особому строению способно изменять свою вязкость и упругость при сокращении и тем самым поглощать вредное механическое воздействие на организм.

Перераспределение энергии удара во времени и пространстве снимает нагрузку с суставов и сухожилий, позволяя совершать движения, характеризующиеся коротким временем выполнения и интенсивным выбросом энергии, такие как прыжки, бег, движения при борьбе. Благодаря этому механизму, тренированные атлеты, правильно сгруппировавшись, могут прыгать с высоты нескольких метров, а мастера восточных единоборств – ломать твердые предметы кистями рук.

Мышечное волокно состоит из миофибрилл, которые выполняют механическую работу, а также из гликогена, митохондрий и миоглобина, обеспечивающих эту работу энергией. Миофибриллы вытянуты через всю мышечную клетку и состоят из последовательно соединенных единиц – саркомеров.

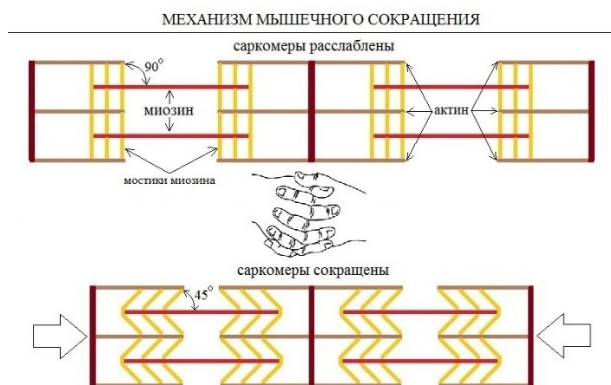


Рисунок 3.10 Схема саркомера расслабленной и сокращенной мышцы

Каждый саркомер содержит около 1 млн. нитей: тонких (белок актин) и толстых (миозин). Пары толстых и тонких нитей взаимодействуют через «миозиновые мостики», расположенные упорядочено на толстых нитях. От числа мостиков зависит сила сокращения мышцы. Мостик может переходить в замкнутое состояние, создавая тянущую или тормозящую силу. При этом решетка актиновых нитей втягивается в решетку миозиновых нитей, напоминая при сокращении поступательное движение поршня. Схема работы саркомера показана на Рис. 3.10. Ряд моделей перераспределения энергии в мышцах основан на физической модели саркомера.

3.3.1. Модель Дещеревского

В.И. Дещеревский предложил [90] модель работы саркомера, уравнения этой модели имеют вид:

$$\begin{aligned}\frac{dn}{dt} &= k_1\gamma - \frac{V}{\delta}n, \\ \frac{dm}{dt} &= -k_2m - \frac{V}{\delta}n, \\ 2NM\frac{dV}{dt} &= (n - m)f - P.\end{aligned}\tag{3.1}$$

Здесь $\gamma = \alpha(l) - n - m$ – число свободных саркомеров, n , m – число тянущих и тормозящих мостиков, $\alpha(l)$ – число всех активных мостиков, зависящее от укорочения половинки саркомера, P – приложенная к мышце внешняя сила, M – масса внешней нагрузки, N – число саркомеров в мышце. $2NV$ – полная скорость укорочения целой мышцы, определяемая числом саркомеров N и скоростью сокращения единичного саркомера $V = \frac{dl}{dt}$. Константа k_1 характеризует скорость замыкания свободных мостиков, k_2 – скорость размыкания замкнутых мостиков.

Данная модель выглядит довольно простой, однако она уже содержит параметры, необходимые для анализа вязких свойств мышцы. Ее достоинством является то, что эти параметры могут быть измерены в биофизических экспериментах. С помощью модифицированной модели (3.1) в [91] были объяснены нелинейные свойства мышц, их способность затягивать

ударное воздействие и ослаблять удар. Было продемонстрировано, что с ростом напряжения мышц в диапазоне частот до сотен Гц резко возрастает вязкость мышечной ткани.

Там же было показано, что на высоких частотах, которые используются в УЗ исследовании, процессы изменений состояний в саркомере перестают соответствовать модели Дещеревского. Миозиновые мостики не успевают за быстро осциллирующей нагрузкой. Поэтому для описания работы мышцы на высоких частотах была предложена модель мышцы как матрицы из волокон в вязкой среде.

3.3.2. Струнная (анизотропная) модель мышечной ткани.

Данная модель была предложена российскими учеными О.В. Руденко и А.П. Сарвазяном [91, 92, 93]. Согласно этой модели, мышечная ткань представлена как матрица из параллельных волокон, каждое из которых ведет себя как упругая струна с переменным натяжением. При колебаниях струны возникает вязкое трение и, как следствие, присоединенная масса жидкости. При увеличении натяжения подвижность струны падает, а затухание растет.

Скелетная мышца, в отличие от других объектов исследования эластографии: печени или щитовидной железы, является анизотропной средой. Скорость сдвиговой волны в такой модели будет зависеть от направления относительно волокон. Теория распространения сдвиговой волны в скелетной мышце рассмотрена ниже.

Динамика анизотропных сред, и том числе упругие волны в таких средах, описывается системой уравнений:

$$\rho \frac{\partial^2 U_i}{\partial t^2} = \lambda_{iklm} \frac{\partial^2 U_m}{\partial x_k \partial x_l}. \quad (3.2)$$

Здесь U_i вектор смещения элемента сплошной упругой среды. Как известно, тензор модулей упругости λ_{iklm} для сред с одним выделенным направлением имеет только пять независимых компонент, определяемых модулями A, B, C, D, F [94]:

$$\begin{aligned}\lambda_{xxxx} = \lambda_{yyyy} = A, \quad \lambda_{xyxy} = B, \quad \lambda_{xxyy} = A - 2B \\ \lambda_{xxzz} = \lambda_{yyzz} = C, \quad \lambda_{xzzx} = \lambda_{yzyz} = D, \quad \lambda_{zzzz} = F\end{aligned}\quad (3.3)$$

Здесь компоненты тензора записаны в декартовой системе координат. Ось z направлена вдоль мышечного волокна; оси x, y образующие с осью z правую тройку ортов, ориентированы произвольным образом в плоскости, ортогональной оси z .

Дисперсионное уравнение, следующее из системы дифференциальных уравнений (3.2), для монохроматических волн

$$\rho U_i = U_{0i} \exp(-i\omega t + ik_l x_l) \quad (3.4)$$

имеет вид:

$$\det \|\lambda_{iklm} k_k k_l - \rho \omega^2 \delta_{im}\| = 0 \quad (3.5)$$

Решением системы алгебраических уравнений (3.5) являются три частотно-независимые скорости распространения волн. Когда волновой вектор направлен по оси z , один из корней отвечает продольной волне, два других корня одинаковы и относятся к поперечным волнам:

$$c_l^2 = \frac{F}{\rho}, \quad c_{t1}^2 = c_{t2}^2 = \frac{D}{\rho} \quad (3.6)$$

Если же волновой вектор направлен вдоль оси x , то все три скорости различны:

$$c_l^2 = \frac{A}{\rho}, \quad c_{t1}^2 = \frac{B}{\rho}, \quad c_{t2}^2 = \frac{D}{\rho} \quad (3.7)$$

При этом первая поперечная волна поляризована вдоль оси y , а вторая – вдоль оси z . В общем случае при произвольном наклоне волнового вектора к оси z , разделить продольные и поперечные волны не удастся.

Однако анизотропные свойства среды радикально меняются, когда скорости распространения продольных волн значительно превышают скорости сдвиговых волн. Примерами таких сред служат мягкие биологические ткани, их фантомы, а также некоторые высокоэластичные и резиноподобные материалы. «Резиноподобная» или высокоэластичная среда обладает свойством не разрушаться при больших деформациях.

Рассмотрим здесь анизотропию свойств динамической сдвиговой упругости мышцы более подробно. В общем случае в анизотропной среде ось z декартовых координат удобно совместить с осью симметрии (для нас — это ось мышечного волокна). Направления x, y можно выбрать произвольным образом. Без ограничения общности в качестве плоскости падения, в которой лежит волновой вектор $\mathbf{k}$ удобно выбрать плоскость (x, z) .

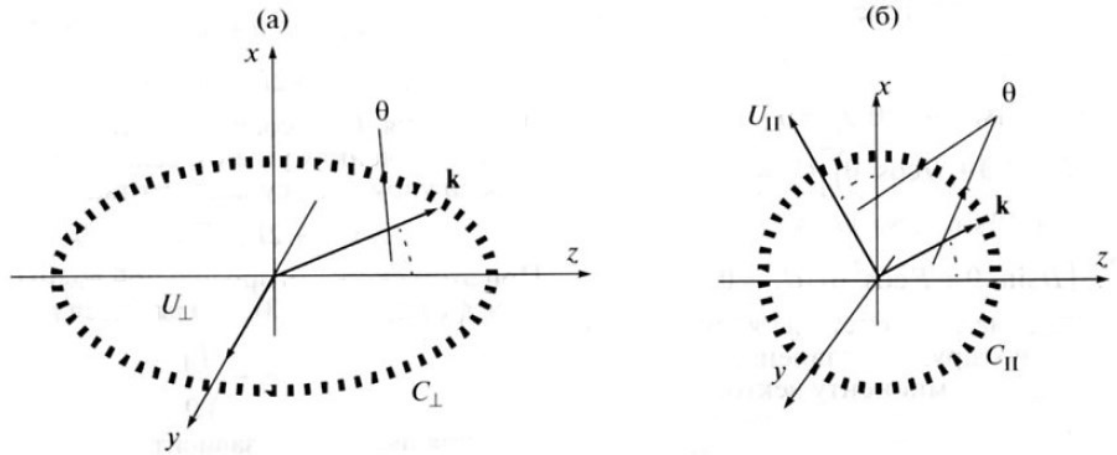


Рисунок 3.11 Волновой вектор $\mathbf{k}$ сдвиговой волны лежит в плоскости падения (x, z) и наклонен под углом θ к оси волокна; (а) вектор поляризации ортогонален плоскости падения; (б) вектор поляризации лежит в плоскости падения

Вектор $\mathbf{k}$ наклонен к оси z под произвольным углом θ . Геометрия задачи иллюстрирована на Рис. 3.11.

При данном выборе геометрии волновое уравнение (3.2) примет вид:

$$\rho \frac{\partial^2 U_i}{\partial t^2} = (\lambda_{ixzm} + \lambda_{izxm}) \frac{\partial^2 U_m}{\partial x \partial z} + \lambda_{ixxm} \frac{\partial^2 U_m}{\partial x^2} + \lambda_{izzm} \frac{\partial^2 U_m}{\partial z^2} \quad (3.8)$$

Очевидно, что вектор смещения $\mathbf{U}$ должен изменяться по закону бегущей вдоль вектора $\mathbf{k}$ волны:

$$\mathbf{U} = \mathbf{U} \left(t - \frac{x}{c} \sin \theta - \frac{z}{c} \cos \theta \right) \quad (3.9)$$

Здесь c – скорость распространения волны, которую требуется выразить через упругие модули среды и направления векторов $\mathbf{U}$ и $\mathbf{k}$. Подставляя (3.9) в (3.8) и интегрируя два раза по времени, приведем волновое уравнение в частных производных (3.8) к системе алгебраических уравнений:

$$\rho C^2 U_i = [(\lambda_{ixzm} + \lambda_{izxm}) \sin \theta \cos \theta + \lambda_{ixxm} \sin^2 \theta + \lambda_{izzm} \cos^2 \theta] U_m \quad (3.10)$$

В декартовых координатах система (3.10) примет вид:

$$\begin{aligned} [\rho c^2 - (A \sin^2 \theta + D \cos^2 \theta)] U_x - [(C + D) \sin \theta \cos \theta] U_z &= 0 \\ [\rho c^2 - (B \sin^2 \theta + D \cos^2 \theta)] U_y &= 0 \\ [\rho c^2 - (D \sin^2 \theta + F \cos^2 \theta)] U_z - [(C + D) \sin \theta \cos \theta] U_x &= 0 \end{aligned} \quad (3.11)$$

Второе уравнение этой системы является независимым от двух других уравнений. Оно содержит только одну компоненту вектора смещения $U_y = U_{\perp}$, ортогональную плоскости падения и волновому вектору $\mathbf{k}$ (Рис. 3.11). Следовательно, второе уравнение (3.11) описывает поперечную (сдвиговую) волну, скорость распространения которой равна:

$$c_{\perp} = \sqrt{\frac{B}{\rho} \sin^2 \theta + \frac{D}{\rho} \cos^2 \theta} \quad (3.12)$$

В [95], следуя работам [96, 97] приведено решение задачи о распространении волн в мелкослоистой среде, обнаруживающей интересные нас свойства кристалла гексагональной симметрии. Мелкослоистая среда моделировалась периодически чередующимися слоями толщиной h_1 и h_2 , сдвиговые упругости и плотности которых равны μ_1, ρ_1 и μ_2, ρ_2 соответственно. Эта модель, полезная для последующей адаптации к фантому мышцы, изображена на Рис. 3.12.

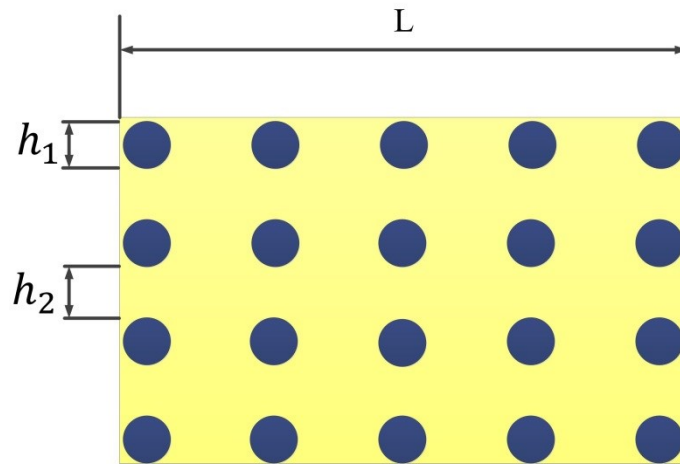


Рисунок 3.12 Модель струнного фантома

Эффективная плотность такой среды, очевидно, равна:

$$\bar{\rho} = \frac{\rho_1 h_1 + \rho_2 h_2}{h_1 + h_2} \quad (3.13)$$

В [92] показано, что при рассмотрении сдвиговых волн в средах типа “soft solid”, можно считать, что лишь два из пяти модулей упругости (а именно. B и D) отличны от нуля. Для двух этих модулей B , D [92] расчет по модели Рис. 3.12 дает следующие выражения:

$$B = \frac{\mu_1 h_1 + \mu_2 h_2}{h_1 + h_2}, \quad D = \frac{\mu_1 \mu_2 (h_1 + h_2)}{\mu_2 h_1 + \mu_1 h_2} \quad (3.14)$$

Подставив эти значения в формулу (3.12), получим следующее значение скорости:

$$C_{\perp}^2 = \frac{\mu_1 \mu_2 (h_1 + h_2)^2}{(\mu_2 h_1 + \mu_1 h_2)(\rho_1 h_1 + \rho_2 h_2)} \sin^2 \theta + \frac{\mu_1 h_1 + \mu_2 h_2}{\rho_1 h_1 + \rho_2 h_2} \cos^2 \theta \quad (3.15)$$

Из этой формулы следует, что при распространении вдоль волокон ($\theta = 0$) скорость не зависит от поляризации сдвиговой волны и равна

$$C_{par} = \sqrt{\frac{\mu_1 h_1 + \mu_2 h_2}{\rho_1 h_1 + \rho_2 h_2}} \quad (3.16)$$

При распространении в направлении, ортогональном волокнам ($\theta = \pi/2$) скорость будет такой:

$$C_{ort} = \sqrt{\frac{\mu_1 \mu_2 (h_1 + h_2)^2}{(\mu_2 h_1 + \mu_1 h_2)(\rho_1 h_1 + \rho_2 h_2)}} \quad (3.17)$$

Согласно струнной модели [93], сдвиговая волна, которая распространяется вдоль натянутой струны, вызывает ее изгиб. Предполагая, что струна также является резиноподобной средой, в [93] была получена формула для эффективного модуля сдвига слоя струн толщиной h_1 при силе натяжения T и частоте сдвиговой волны ω . Эффективный модуль сдвига μ_{EF} в этом случае будет равен

$$\mu_{EF} = \frac{\frac{2}{3} \mu_1 h_1^2 \omega^2}{\sqrt{\left(\frac{T}{\rho_1 h_1}\right)^2 + \frac{4\mu_1}{3\rho_1} h_1^2 \omega^2} - \left(\frac{T}{\rho_1 h_1}\right)} \quad (3.18)$$

Данные формулы являются основными для обработки последующих экспериментальных данных.

Струнная модель нуждалась в сравнении с результатами экспериментов, поэтому изучение сдвиговых свойств скелетных мышц на многоканальной акустической системе Verasonics должно было стать важным этапом в развитии струнной модели, и во всем направлении исследований. В [93] использовался одноэлементный преобразователь для генерации ударного и изображающих импульсов, в то время как в современных экспертных УЗ системах применяются многоэлементные датчики с высокой разрешающей способностью. Возникла потребность в исследовании мышц на современной многоканальной системе.

3.4 Определение упругих характеристик фантомов скелетной мышцы методом эластографии сдвиговой волной

3.4.1. Желатиновые фантомы с резиновыми нитями

Первая серия экспериментов была проведена над желатиновыми фантомами с замороженными в них резиновыми нитями (Рис. 3.13). Использовалась одна длинная нить, которая продевалась в отверстия, расположенные в шахматном порядке. За выступающие из отверстий части нитей можно было производить их натяжение. Использовались нити разного диаметра, а также разных материалов. Нити диаметров 1.5, 2.5 мм состояли из более жесткой резины, чем нить диаметром 3 мм. В опытах использовался желатин с концентрацией 10%.

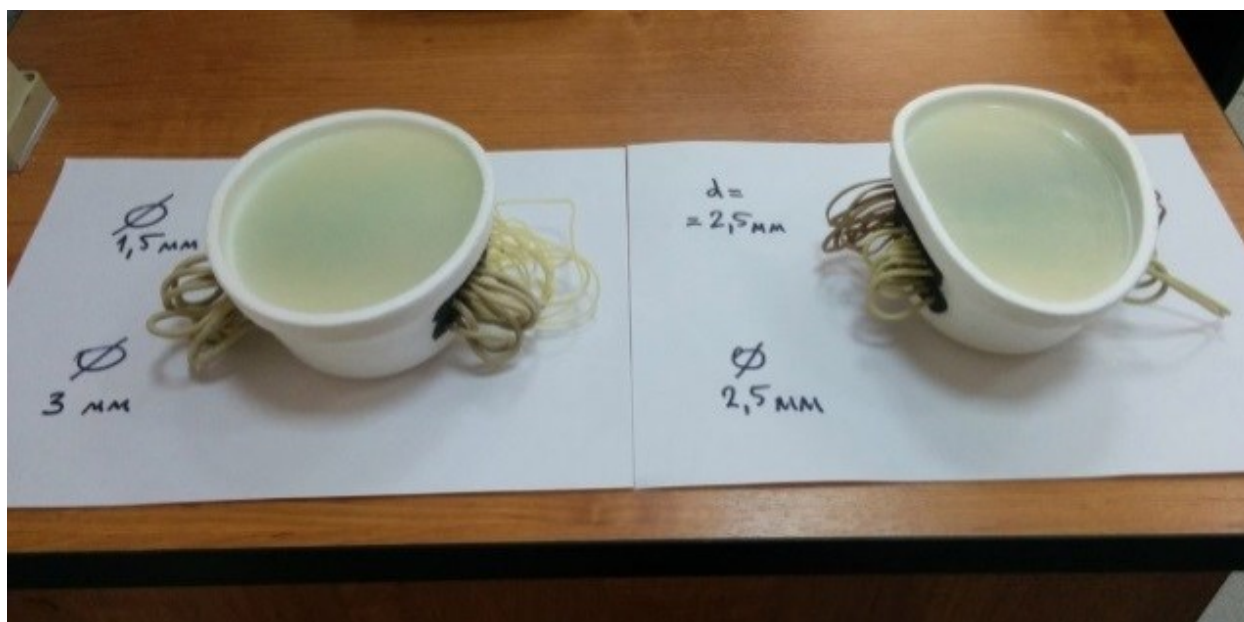


Рисунок 3.13 Два фантома с резиновыми нитями

Измерения скорости сдвиговой волны вдоль нитей оказались довольно точными, а измерения поперек – свелись к измерению желатинового бэкграунда. Причина – особенность резиновой нити, которая обернута в тканевую оболочку, впитывающую желатин. Поэтому измерения поперек волокон практически свелись к измерению желатина. В таблице 3.2 приведены результаты исследований. Итоги эксперимента были учтены в последующих опытах.

Таблица 3.2 — Результаты измерений фантомов с резиновыми нитями

Диаметр резинки	V (м/с)		E (кПа)		
	вдоль	поперек	вдоль	вдоль (статическое измерение)	поперек
1,5 мм	9,3	3.23	250	275	31,32
2,5 мм	11,55	4,33	400	250	225
3,0 мм	8,11	3,94	197,09	225	46,48

3.4.2. Эксперименты с тканями животного происхождения

Вторая серия экспериментов с моделями скелетной мышцы представляла собой измерение поперечнополосатой мышечной ткани говядины. Эта ткань состоит из цилиндрических мышечных волокон диаметром порядка десятков мкм и длиной 12 см и более. Строение волокна предполагает неоднородность среды и выраженную анизотропию.

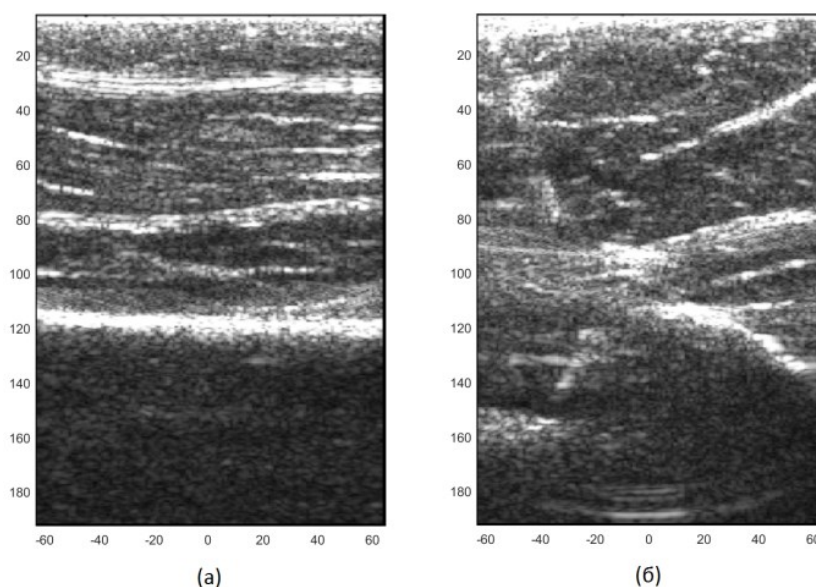


Рисунок 3.14 B-scan скелетной мышцы при положении датчика вдоль волокон (а) и поперек волокон (б)

На Рис. 3.14 показан b-scan лопаточной мышцы говядины, полученный на системе Verasonics, в ходе эксперимента.

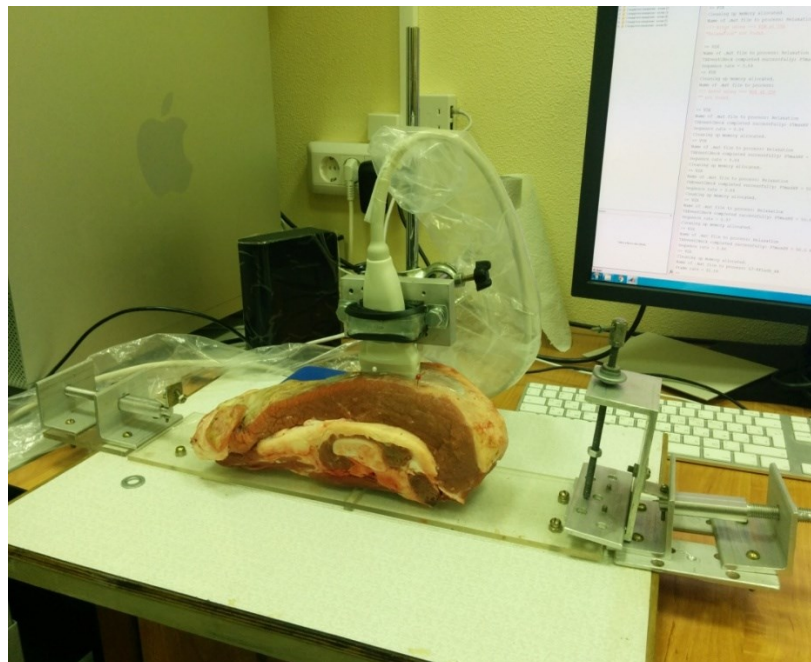


Рисунок 3.15 Ход эксперимента с говядиной

Ход эксперимента показан на Рис. 3.15 Натяжение мышцы проводилась на изготовленной для этого установке с микрометрическими подачами. Было зафиксировано отличие скоростей сдвиговой волны вдоль и поперек волокон, что наблюдалось и в экспериментах, описанных в [98]. Модуль Юнга вдоль волокон с изменением натяжения увеличился, в то время как поперек волокон модуль Юнга практически не изменялся (Рис. 3.16).



Рисунок 3.16 Результаты эксперимента с говядиной

По ходу эксперимента исследуемый образец говядины терпел изменения, связанные с автолизом мышечной ткани и ее механическим повреждением вследствие натяжения, поэтому повторяемость результатов практически отсутствовала. Мясо быстро теряло влагу и к концу измерений

становилось более жестким. Также отметим, что наблюдалось существенное затухание скорости сдвиговых волн с увеличением глубины.

3.4.3. Желатиновые фантомы с лесками

Из многочисленных экспериментов над желатиновыми фантомами с резиновыми нитями, а также над мясом говядины *in vitro*, следовало, что эти образцы не могут дать полной картины физики сдвиговых волн в мышцах. Резиновые нити имеют больший модуль Юнга, чем желатиновый бэкграунд, что невозможно в реальной мышечной ткани. Мясо *in vitro* подвержено процессу автолиза, быстро теряет влагу и обладает сильной анизотропией. Поэтому для дальнейших экспериментов был изготовлен фантом, представляющий собой матрицу 10×10 из натянутых монофильных лесок, залитую желатином (Рис. 3.17) [70].

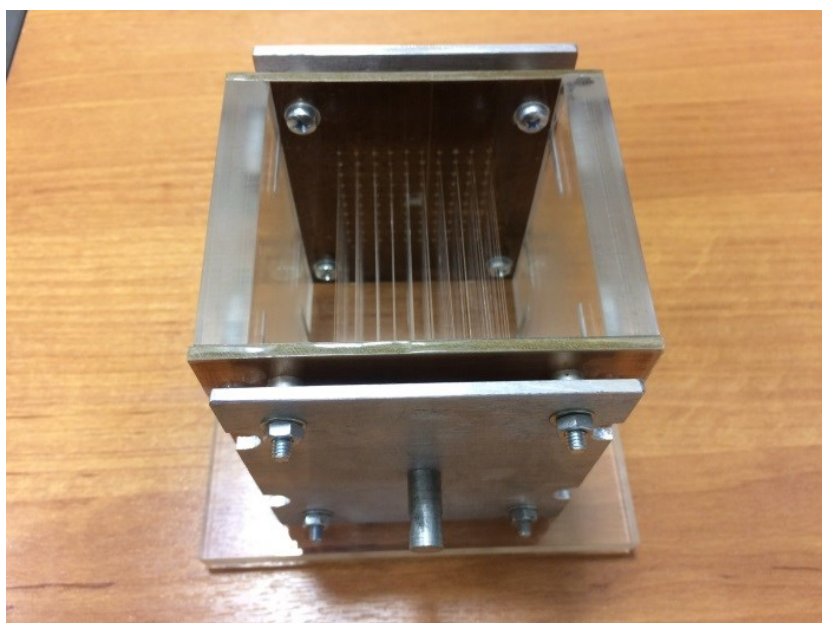


Рисунок 3.17 Незалитый фантом

Для первых экспериментов со струнным фантомом была выбрана флюорокарбоновая леска диаметром 0.12 мм. Флюорокарбоновые лески изготавливаются из полимера поливинилиденфторида (PVDF). Данный материал широко применяется в акустических технологиях, например, для изготовления мембран гидрофонов. Выбор материала обуславливался монофильностью (отсутствия крученого волокна), что характерно и для мышечных волокон, а также табличными значениями модуля Юнга. Известно,

что самые большие значения модуля Юнга, которые могут затруднить измерения методом SWEI, имеются у нейлоновых лесок. Полиэтиленовые же лески, как правило, являются плетеными. Поэтому для первых четырех экспериментов была выбрана монофильная флюорокарбоновая леска Kroner Osprey. Стоит отметить, что в экспериментах со струнными фантомами мышц использовались как нейлоновые струны [98], так и полиэтиленовые, но монофильные [93]. В пятом эксперименте применялась полиэтиленовая монофильная леска T.F.W. диаметром 0.45 мм. Значения модуля Юнга лесок были около 2 МПа.

Леска в фантоме была натянута между пластинами из стеклотекстолита. К данным пластинам прикреплены металлические щечки, к которым может быть применена сила, растягивающая матрицу, что имитировало натяжение мышечных волокон. Сила натяжения может регулироваться с помощью динамометра. Каждая из стенок может быть снята, поэтому желатиновая основа фантома легко разрушается и может быть перезалита. Размер матрицы из струн - 50×50 мм; расстояние между струнами – 5 мм. Модуль сдвига желатина в ряде экспериментов параллельно измерялся на инденторе и составлял 4-6 кПа (Рис. 3.18).

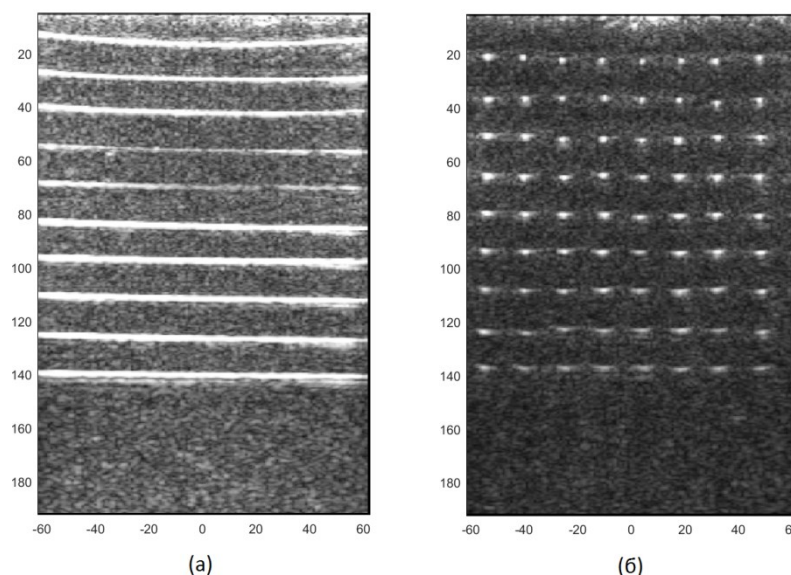


Рисунок 3.18 B-scan струнного фантома во время исследований при положении датчика вдоль волокон (а) и поперек волокон (б)

В ходе работы было проведено 5 экспериментов. В опытах использовался желатин с различной концентрацией.

Первый эксперимент проводился над 5%-м раствором желатина. Фантом оказался недолговечным и практически сразу начал разрушаться. Значительная часть результатов оказалась непригодна к обработке, однако по собранным обработанным данным (Рис. 3.19) удалось воспроизвести правдоподобные зависимости от скорости вдоль и поперек волокон.

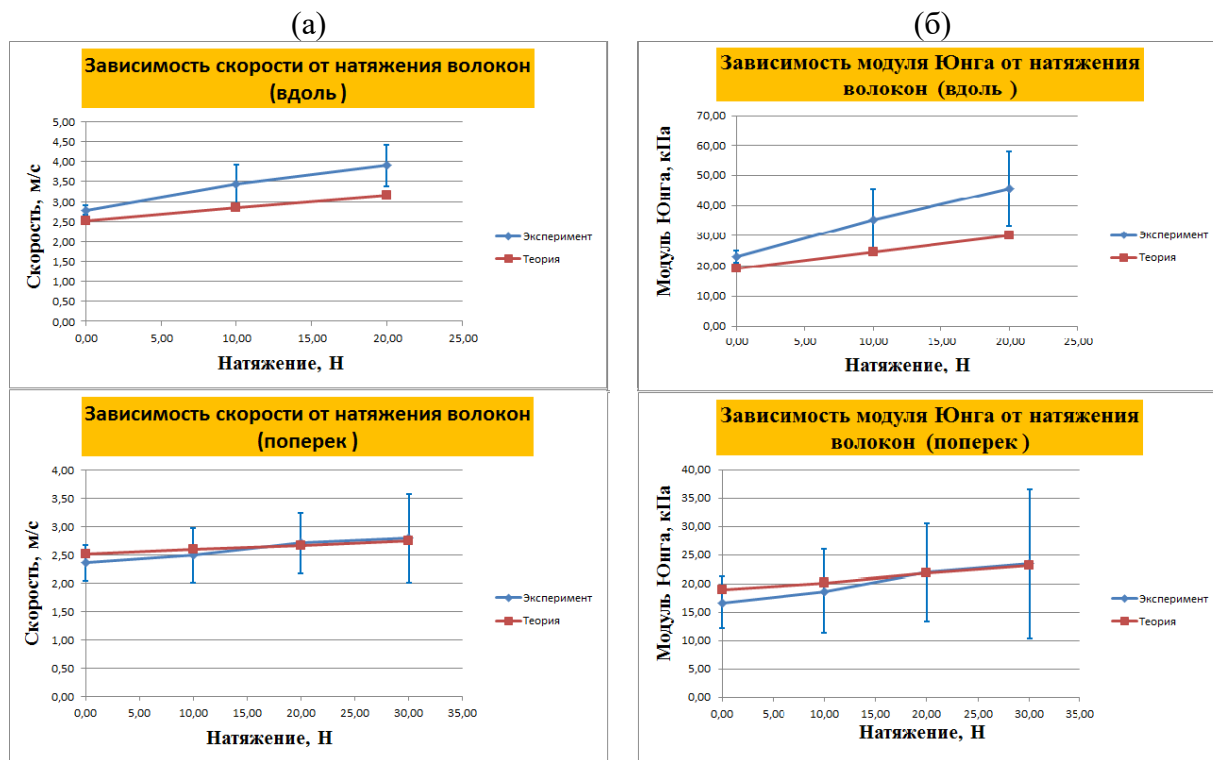


Рисунок 3.19 Результаты первого эксперимента. а) Скорость сдвиговой волны; б) Модуль Юнга

Второй и третий эксперимент проводились над фантомом, в котором использовался высококонцентрированный 15%-й раствор желатина. В такой среде скорость сдвиговой волны и модуль Юнга были выше по значениям, чем в первом опыте. В ходе второго эксперимента была снята зависимость модуля Юнга от натяжения при различных направлениях датчика относительно волокон. Результаты получились неоднозначными. Зависимость от приложенной силы и угла натяжения не соответствует теории. В отсутствие натяжения фиксировались большие значения скорости, чем при натяжении. Также нечетко прослеживалась зависимость скорости от угла, которая должна спадать при изменении угла от 0° до 90° . Первое несоответствие может быть объяснено тем, что измерения в отсутствие натяжения проводятся на фантоме с полностью завинченными стенками, из-за чего наблюдается дополнительное

натяжение струн. Поэтому для случая без натяжения лучше могут подойти результаты, измеренные после снятия нагрузки. Второе несоответствие может быть объяснено невысоким уровнем отмеривания углов, которые рассчитывались без использования прецизионных приборов, как в [98].

В третьем эксперименте снимались значения скорости сдвиговой волны только вдоль, поперек, и под углом 45° к ориентации нитей лески. Этот эксперимент по содержанию был более приближен к стандартному исследованию пациента, осуществляемому врачами-диагностами. В реальных задачах медицинской диагностики медиков интересуют параметры ткани не в отдельной точке, а в определенном ROI (Region Of Interests). Поэтому в ходе этого эксперимента в срезе фантома выделялся ROI размером несколько миллиметров, в котором измерялись скорости в девяти точках. Для сохранения постоянной температуры и, как следствие, вязкоупругих свойств фантома, использовалась сумка-холодильник. Модуль сдвига, желатинового бэкграунда, согласно статическим измерениям с использованием сферического и цилиндрического инденторов, составлял 6.42 кПа (среднее значение).

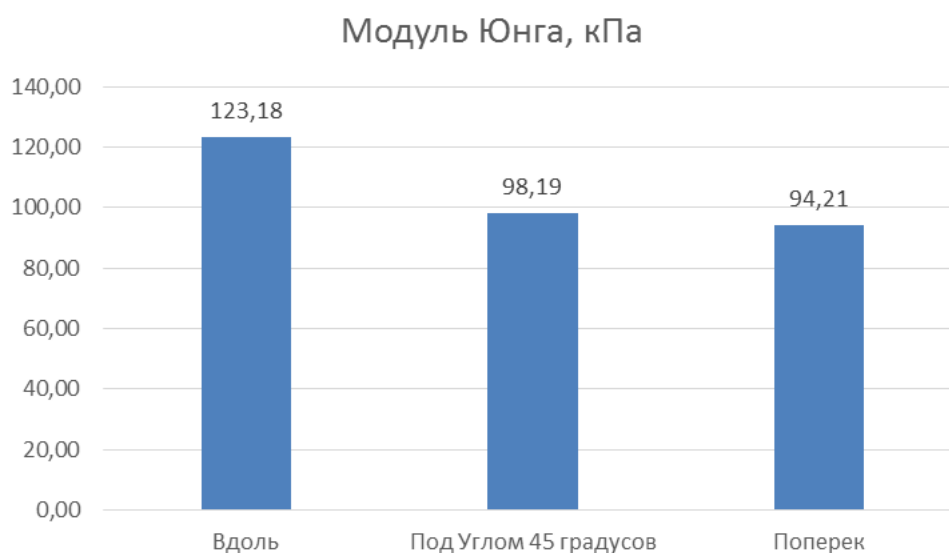


Рисунок 3.20 Средние значения модуля Юнга в третьем эксперименте.

На Рис. 3.20 приведены средние значения модуля Юнга в ROI в зависимости от положения датчика относительно волокон. Зафиксировано отличие значений вдоль и поперек волокон. Значения под углом 45° к

волокон схожи со значениями, измеренными поперек. Подобное наблюдалось и в измерении на системе Verasonics мяса говядины *in vitro*.

Четвертый эксперимент проводился на несколько видоизмененной установке, использовалось винтовое натяжение струн, а также охлаждающие элементы в дополнение к сумке-холодильнику (Рис. 3.21).



Рисунок 3.21 Измерения фантома, заключенного в сумку-холодильник в четвертом эксперименте

Также, как и в прошлый раз, измерения проводились в ROI. Экспериментальные результаты показали, что скорость вдоль волокон слабо спадала под воздействием натяжения. Подобный отрицательный результат объясняется тем, что приложенной силы было недостаточно для натяжения лесок. Зависимость сдвиговых характеристик от натяжения поперек волокон не снималась, поскольку в предыдущих экспериментах она практически отсутствовала. Однократно измеренное значение модуля Юнга поперек волокон (среднее в ROI) – 103 кПа.

Кроме того, был рассмотрен случай с разрезом части струн в фантоме, что симулировало травму – разрыв мышцы. Теоретически, модуль Юнга деформированной таким образом мышцы мог как увеличиться из-за «большей» анизотропии измеряемого фантома, так и уменьшиться из-за ослабления натяжения. Разрез был осуществлен в средней части лески; согласно модели, это соответствует типичной травме разрыва мышцы, где терпят разрыв волокна, расположенные в середине пучка. Модуль Юнга в этом случае оказался равен 90,52 кПа, что подтверждает предположение о

уменьшении модуля Юнга травмированной мышцы и может быть использовано в диагностике.

В пятом эксперименте использовалась полиэтиленовая леска толщиной 0.45 мм. Желатиновый бэкграунд получился высококонцентрированным, с модулем сдвига, равным 10 кПа. Измерения проводились в ROI, струны не натягивались. Целью эксперимента было более точное снятие зависимости скорости сдвиговой волны от угла относительно волокон согласно формуле (3.15) по пяти значениям угла – 0, 30, 45, 60, 90 градусов. За счет лучшей эргономики эксперимента – оптимального выбора количества измерений, более точного расчета углов поворота датчика – качество измерений возросло. В результате скорость плавно спадала к значению угла в 90 градусов, как показано на Рис. 3.22.

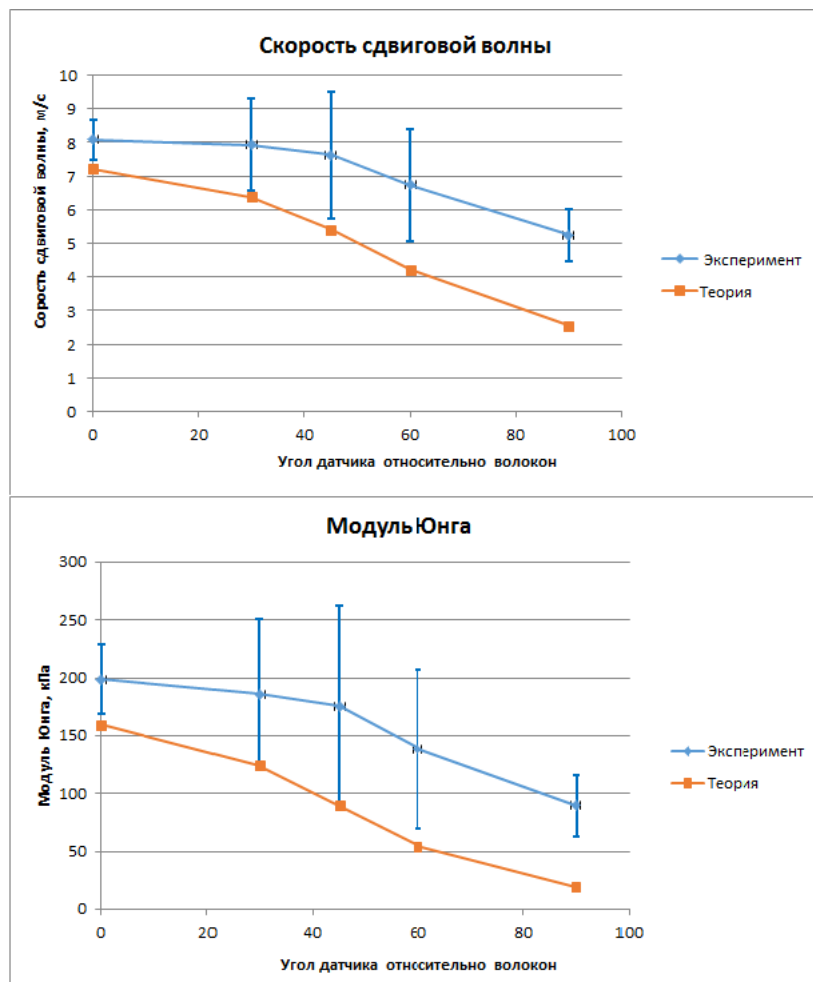


Рисунок 3.22 Зависимость скорости сдвиговой волны и модуля Юнга от угла относительно волокон в пятом эксперименте

Зависимость довольно хорошо согласуется с теорией на промежутке от 0 до 45 градусов. Скорость сдвиговой волны при значениях угла больше 45

градусов спадает несколько меньше, чем в теории, что опять согласуется с результатами прошлых экспериментов.

3.5 Выводы к третьей главе

В третьей главе проведено исследование особенностей оценки вязкоупругих характеристик мягких биологических тканей ультразвуковыми методами на примере фантома молочной железы BP1901 фирмы Blue Phantom. Фантом представляет собой силиконовый макет размером 170×120×45 мм, содержащий 11 искусственных неоднородностей различных типов: гиперэхогенные неоднородные, гиперэхогенные однородные, гипоехогенные, изоэхогенные и анэхогенные (имитаторы кист). С помощью программы ImageJ выполнена количественная оценка контрастности (яркости) каждого включения относительно окружающей среды. Показано, что гиперэхогенные неоднородные объекты обладают наибольшей контрастностью, гипо- и изоэхогенные — минимальной, анэхогенные дают отрицательную разность яркости, что согласуется с данными компрессионной эластографии.

На акустической системе Verasonics проведены измерения всех 11 включений методами SWEI и SSI, результаты сопоставлены с измерениями на экспертных системах Siemens Acuson S2000 и Supersonic Aixplorer. Установлено, что для гиперэхогенных неоднородных объектов все системы показывают близкие значения модуля Юнга (например, объект 1: 145–171 кПа). Для гиперэхогенных однородных объектов (3 и 10) результаты демонстрируют влияние жёсткой оболочки, что приводит к завышенным значениям модуля Юнга по сравнению с мягким содержимым. Для гипо- и изоэхогенных объектов наблюдается большая сходимость с результатами метода SWEI, что связано с их слабой выраженностью на фоне среды. Анэхогенные объекты (имитаторы кист) не проводят сдвиговые волны; метод SWEI не даёт значений модуля Юнга, тогда как метод SSI и система Aixplorer регистрируют малые значения (2–5 кПа) вследствие усреднения данных на границе раздела сред. Этот вывод подтверждён визуализацией распространения квазиплоской сдвиговой волны, где фронт волны «огибает» кисту, оставляя её тёмной.

В качестве дополнительного исследования проведено сравнение эффективности визуального анализа (B-mode) и эластографии сдвиговой волной для определения типа включения. Построена диаграмма, сопоставляющая разницу яркости и разницу модуля Юнга между включением и средой. Наиболее сильное расхождение выявлено для гиперэхогенных однородных объектов: в B-mode они чётко выделяются, тогда как эластография теряет информацию из-за жёсткой оболочки. Гиперэхогенные неоднородные и анэхогенные объекты хорошо идентифицируются обоими методами. Гипо- и изоэхогенные объекты плохо распознаются в обоих режимах. Полученные результаты могут помочь специалистам, работающим на ультразвуковых приборах без функций эластографии, принимать обоснованные решения о направлении пациентов на дополнительное исследование, и создают основу для внедрения мультипараметрического подхода (глава 4) с использованием параметров дисперсии и затухания.

В главе 3 также был исследован вопрос ультразвуковой эластографии скелетной мышцы на примере ряда разработанных фантомов. Была рассмотрена струнная модель мышечной ткани. На примере исследования фантомов скелетной мышцы разного типа можно сделать вывод, что данная модель в целом довольно точно описывает вязкоупругие свойства мышечной ткани. Теоретические значения находятся в основном внутри доверительных интервалов результатов эксперимента. При исследовании фантомов с более тонкими нитями заметны отклонения поведения сдвиговых свойств среды от модели. Это может свидетельствовать о том, что на больших масштабах модель показывает себя лучше. Анизотропия мышечной ткани является серьезным препятствием для исследователей и диагностов. Наиболее ценным диагностическим приемом может послужить исследование при положении датчика строго параллельно волокон, прочие положения датчика не дадут реальной картины вязкоупругих свойств. При этом нужно выбирать для исследования мышцы, в строении которых четко выражена анизотропия пучков волокон, например, бицепсы. В таких же мышцах, как например

ягодичная, при нагрузке или изменении положения датчика относительно волокон вязкоупругие свойства будут меняться в меньшей степени.

Глава 4. Метод определения параметра дисперсии сдвиговой волны (Shear Wave Dispersion) в мягких биологических тканях с использованием исследовательской системы Verasonics

4.1 Модель Фойгта

В настоящее время для измерения упругого модуля сдвига мягких биологических тканей используется метод, основанный на измерении скорости распространения сдвиговой волны в среде. Известно, что для однородного упругого тела, обладающего сдвиговым модулем μ , и плотностью ρ , скорость сдвиговых волн C_s определяется по формуле [10, 14, 93, 99, 100, 101, 102, 103]:

$$C_s(\omega) = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}. \quad (4.1)$$

Модуль сдвига, рассчитываемый по измеренной скорости сдвиговых волн, является динамическим. Однако мягкие биологические ткани наряду с упругостью обладают и вязкостью. В таком случае связь между скоростью сдвиговых волн и модулем сдвига будет определяться вязкоупругими свойствами данного материала. Существует несколько моделей, описывающих такие свойства - это модели Максвелла, Фойгта и Кельвина [104, 105].

При моделировании вязкоупругих свойств мягких биологических тканей в медицинской акустике часто применяется модель вязкоупругих свойств Фойгта. Положим динамический модуль сдвига равным следующей комплексной величине: $\mu_d = \mu_s + i\omega\eta$, где μ_d – динамический модуль сдвига, μ_s – статический модуль сдвига, ω – циклическая частота, η – сдвиговая вязкость среды. Тогда для скорости сдвиговых волн C_s и коэффициента поглощения α_s в такой среде получается выражение [103, 104]:

$$C_s = \sqrt{\frac{2(\mu_s^2 + \omega^2\eta^2)}{\rho(\mu_s + \sqrt{\mu_s^2 + \omega^2\eta^2})}}, \quad (4.2)$$

$$\alpha_s = \sqrt{\frac{\rho\omega^2(\sqrt{\mu_s^2 + \omega^2\eta^2} - \mu_s)}{2(\mu_s^2 + \omega^2\eta^2)}}. \quad (4.3)$$

При достаточно малой вязкости (идеальная эластичная среда) и небольших частотах равенство (4.2) сводится к известной формуле для скорости сдвиговых волн в упругой среде (4.1). На Рис. 4.1 представлен график зависимости скорости сдвиговой волны от частоты для модели Фойгта, выполненный для следующих параметров вязкоупругой среды: $\mu = 2$ кПа, $\eta = 0$ (Па·с) – зеленая линия, $\mu = 2$ кПа, $\eta = 0,1$ (Па·с) – синяя кривая и $\mu = 2$ кПа, $\eta = 0,5$ (Па·с) – красная кривая.

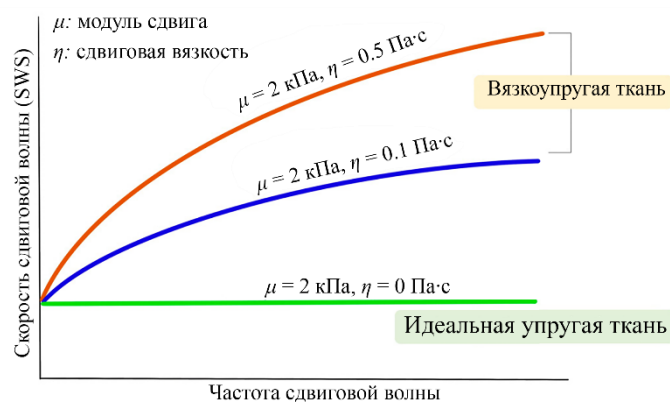


Рисунок 4.1 — Зависимость скорости сдвиговой волны от частоты в модели Фойгта

На приведенных графиках отчетливо проявляется частотная дисперсия скорости сдвиговой волны. Наклон кривой зависит от величины сдвиговой вязкости: чем она выше, тем круче график. Хотя сама крутизна не тождественна коэффициенту вязкости, она с ним коррелирует. Это позволяет использовать наклон дисперсионной кривой как параметр SWD, чувствительный к вязкостным свойствам среды; его связь с коэффициентом вязкости может быть интерпретирована в рамках выбранной реологической модели [103].

4.2 Алгоритм реализации метода Shear Wave Dispersion (SWD)

Метод дисперсии сдвиговой волны (Shear Wave Dispersion) — это неинвазивный ультразвуковой способ количественной оценки вязкоупругих свойств мягких тканей. Он позволяет измерить не только жесткость, но и определять параметр SWD, чувствительный к вязкости среды. Наклон дисперсионной кривой (зависимости скорости волны от частоты) напрямую коррелирует с вязкостью, что дает возможность выявлять некровоспалительные изменения в паренхиме печени без биопсии и без использования относительных сравнительных шкал [103, 106, 107, 108].

В основу реализации метода SWD заложен принцип отслеживания фронтов по серии эхо-сигналов и модель возбуждения и детектирования смещений. Далее посредством алгоритма Быстрого Преобразования Фурье осуществляется перевод этих отклонений из координат времени в частотное представление, результатом чего становится амплитудный спектр и массив значений фазового сдвига волны на разных частотах. Скоростные характеристики определяются из соотношения (4.4)

$$c_s(\omega) = \omega \frac{\Delta L}{\Delta \theta(\omega)}, \quad (4.4)$$

в котором величина $\Delta \theta(\omega)$ отражает разницу фаз колебаний на промежутке ΔL , разделяющем два положения в ткани вдоль направления сканирования. Затем по тому, как скорость зависит от частоты, находится угловой коэффициент (крутизна) данной кривой. Вычисленные значения наклона проецируются обратно на координатную сетку области интереса, формируя тем самым дисперсионную карту SWD. Эта карта визуализирует крутизну дисперсионной кривой, параметр, который имеет прямую корреляцию с вязкостными свойствами материала. Единицей измерения рассчитанной крутизны выступают м/(с·кГц) [29, 103, 109, 110].

Дисперсионные кривые, вычисленные по формуле (4.4), приведены на Рис. 4.2 для различных значений коэффициента вязкости. Из представленных графиков можно наблюдать аналитически описанную выше картину, что чем больше вязкость мягкой ткани, тем выше параметр SWD.

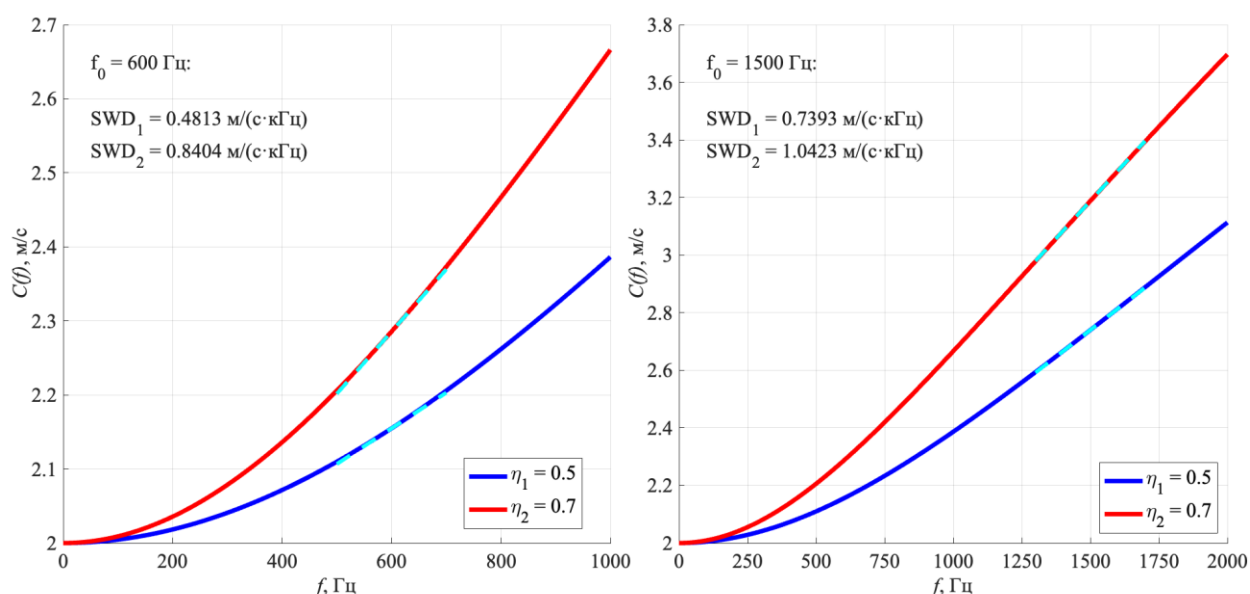


Рисунок 4.2 — Влияние коэффициента вязкости на наклон дисперсионной кривой
(модель Кельвина —Фойгта)

В ходе работ по реализации метода также было добавлено несколько модификаций. К исходным данным о смещении среды применялась кубическая интерполяция для сглаживания кривой (Рис. 4.3 (а)). При обработке данных в частотной области был использован метод дополнения данных нулями для увеличения разрешения по частоте. На Рис. 4.3 (б) представлен фазовый спектр сдвиговых волн, который будет использован при вычислении изменения фазы волны $\Delta\theta(\omega)$ на расстоянии ΔL между двумя точками среды в направлении распространения. В дальнейшем по этим данным выполняется расчет скоростей и параметра SWD сдвиговой волны. Расчет значений скорости (Shear Wave Speed, SWS) и параметра SWD производится фазово-разностным методом. Для подсчета по всем имеющимся данным используется двойной цикл. Рассчитанные значения скоростей усредняются на каждой частоте. Параметр SWD рассчитывается как градиент (наклон) скорости сдвиговой волны. После расчета искомых данных производится построение графиков и вывод на экран полученной частотной зависимости скорости сдвиговой волны и параметра SWD (Рис. 4.3 (в)) [103].

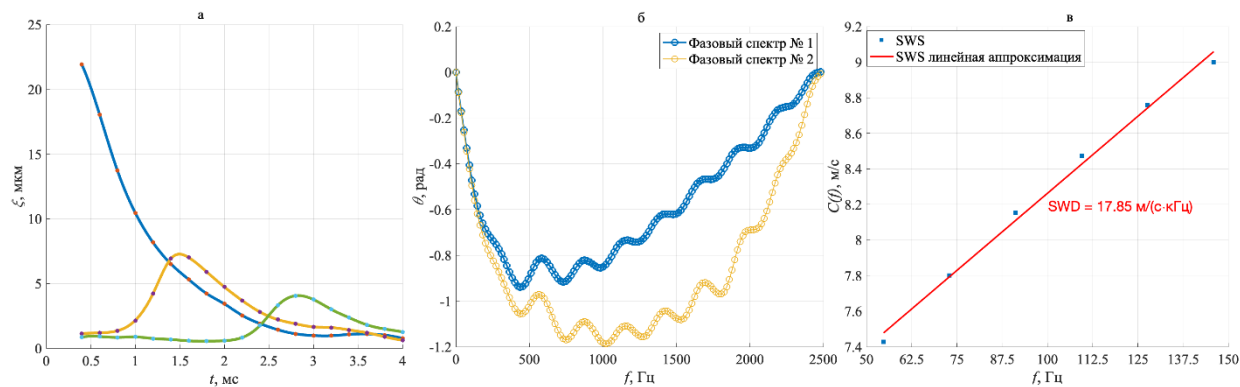


Рисунок 4.3 — Графическое представление получения параметра SWD: а) Кривые смещения частиц, сглаженные кубическим интерполяционным полиномом; б) Фазовый спектр данных; в) Результаты расчета скорости сдвиговой волны и параметра SWD

4.3 Измерение вязкоупругих характеристик калиброванных фантомов CIRS с использованием метода дисперсии сдвиговой волны

Алгоритм вычисления параметра SWD применялся для анализа вязкоупругих характеристик калиброванного полимерного фантома CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom, описанный в параграфе 1.5. Регистрация скорости сдвиговых волн выполнялась на акустической системе Verasonics. Полученные значения скорости пересчитывались в модуль сдвига по формуле (4.1) для каждого типа сфер, обладающих разными упругими свойствами.

Результаты, полученные в ходе измерений, были сопоставлены с данными, полученными в [111]. В работе применяется экспертная ультразвуковая система Canon Aplio i800 (Canon Medical Systems, Отавара, Япония) и изучались вязкоупругие свойства калибровочных образцов. В ней были задействованы четыре сертифицированных однородных и изотропных фантома фиброза печени модели 039 CIRS. Эти образцы цилиндрической формы (диаметр 10 см, высота 12 см) выполнены из твердого эластичного гидрогеля Zerdine. Диапазон их жесткости охватывает состояния от здоровой печени до выраженного цирроза: модуль Юнга составляет 3,7 кПа (P1), 12 кПа (P2), 25 кПа (P3) и 44 кПа (P4).

Правомерность сопоставления данных, полученных на фантоме 049, с результатами численного моделирования и измерений для модели 039 обусловлена единством их физической основы и идентичностью материала изготовления. Оба фантома произведены компанией CIRS из одного и того же полимерного гидрогеля Zerdine, который имитирует акустические и механические свойства мягких тканей человека. Хотя фантом 049 является гетерогенным (содержит сферические включения), а 039 — гомогенным, значение имеет не геометрия, а фундаментальная связь параметра SWD с модулем сдвига материала. Поскольку состав матрицы и включений в модели 049 аналогичен составу цилиндрических образцов модели 039, наблюдаемый наклон дисперсионных кривых в обоих случаях определяется одними и теми же реологическими характеристиками гидрогеля. В таблице 4.1 приведено

количественное сопоставление значений SWD для фантома 039 с результатами, зарегистрированными системой Verasonics на фантоме 049 [103].

Таблица 4.1 — Сравнение параметров SWD для фантомов CIRS 039 и 049

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

Ключевой вывод проведенного анализа заключается в том, что параметр SWD демонстрирует в два-три раза большую вариативность по сравнению со скоростью сдвиговой волны, что согласуется с выводами, полученными другими исследователями [111, 112]. Это подтверждает перспективность использования SWD в качестве дополнительного количественного биомаркера, позволяющего более детально характеризовать как упругие, так и вязкие свойства мягких биологических тканей.

4.4 Выводы к четвертой главе

В четвертой главе представлен метод определения параметра дисперсии сдвиговой волны (Shear Wave Dispersion, SWD) для оценки вязкоупругих характеристик мягких биологических тканей с использованием акустической системы Verasonics. В основе метода лежит модель вязкоупругости Фойгта, согласно которой динамический модуль сдвига представляется комплексной величиной $\mu_d = \mu_s + i\omega\eta$, где μ_s – статический модуль сдвига, η – сдвиговая вязкость среды. Показано, что в такой среде скорость сдвиговой волны приобретает частотную дисперсию, причём крутизна дисперсионной кривой коррелирует с величиной вязкости. Параметр SWD определяется непосредственно по наклону дисперсионной кривой, а его связь с вязкостными свойствами интерпретируется в рамках модели Фойгта.

Разработан алгоритм реализации метода SWD на системе Verasonics, основанный на фазово-разностном методе отслеживания изменения фазы сдвиговой волны на заданном расстоянии. Для повышения точности к исходным данным о смещении частиц применялась кубическая интерполяция, а при обработке в частотной области использовалось дополнение данных нулями для увеличения разрешения по частоте. Расчёт значений скорости сдвиговой волны на каждой частоте и параметра SWD (градиента дисперсионной кривой) производился с помощью двойного цикла по всем имеющимся точкам. Полученные результаты визуализируются в виде частотной зависимости скорости и численного значения параметра SWD.

Экспериментальная верификация метода выполнена на калиброванных полимерных фантомах CIRS (Model 049 и Model 039), изготовленных из гидрогеля Zerdine, имитирующего акустические и механические свойства мягких биологических тканей. Сопоставление результатов, полученных на гетерогенном фантоме 049 (матрица со сферическими включениями) и на гомогенных цилиндрических образцах модели 039, показало, что параметр SWD демонстрирует в два-три раза большую вариативность при изменении упругих свойств среды по сравнению с непосредственно измеряемой

скоростью сдвиговой волны. Это объясняется тем, что крутизна дисперсионной кривой чувствительна одновременно и к модулю сдвига, и к вязкости, в то время как скорость на фиксированной частоте отражает преимущественно упругую компоненту. Таким образом, реализованный в главе метод SWD позволяет количественно оценивать вязкоупругие параметры среды без использования относительных шкал и может найти применение в задачах акустической характеристики мягких материалов и биологических тканей, дополняя традиционную эластографию сдвиговой волной новым диагностическим параметром.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, по результатам исследований, проведенных в ходе данной работы, можно сделать следующие основные выводы.

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 $1,05 \times 1,05$ см и автоматически определять скорость сдвиговой волны и модуль Юнга. Интерфейс включает фильтр отбраковки шумов (амплитуда 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 (фон – 22 кПа, сфера – 6 кПа) скорость сдвиговой волны различна для направлений вправо и влево (расхождение до 35%), что необходимо учитывать при диагностике для избежания завышения модуля Юнга. Измерения центров сфер Types I–III дали результаты, близкие к паспортным значениям; сфера Type IV (очень жёсткая) 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 (elasticity map) на участке 30×30 мм. Предложены три варианта временной диаграммы импульсов, обеспечивающие скорость смещения фокуса до 12,5 м/с («число Маха» $M = 3-6$), что позволяет адаптировать метод к средам с разной эластичностью.

4. Создан алгоритм получения elasticity map с усреднением по 5 точкам для подавления шумов. Показано, что метод SSI на Verasonics позволяет измерять жёсткие включения (Type IV, $E \approx 65$ кПа), недоступные для SWEI. Результаты Verasonics/SSI показали хорошую сходимость с данными экспертной системы

Supersonic Aixplorer (расхождение для большинства объектов не превышает 15–20%).

5. На примере ультразвукового фантома молочной железы BP1901 фирмы Blue Phantom проведено сравнение методов SWEI и SSI при измерении 11 искусственных включений разных типов. Установлено, что для гиперэхогенных неоднородных объектов все используемые системы дают близкие значения модуля Юнга ($\approx 145\text{--}171$ кПа). Гиперэхогенные однородные объекты имеют жёсткую оболочку, что искажает результаты эластографии. Гипо- и изоэхогенные объекты слабо контрастны, для них предпочтителен метод SWEI.

6. Исследованы анэхогенные объекты (имитаторы кист). Показано, что метод SWEI не даёт значений модуля Юнга (сдвиговые волны в жидкости не возникают), тогда как метод SSI регистрирует малые значения (2–5 кПа) вследствие усреднения данных на границе раздела сред. Визуализация распространения квазиплоской сдвиговой волны подтвердила, что фронт волны «огихает» кисту, оставляя её тёмной.

7. Проведено сравнение эффективности визуального анализа (B-mode) и эластографии сдвиговой волной. Наиболее сильное расхождение выявлено для гиперэхогенных однородных объектов: в B-mode они чётко выделяются, тогда как эластография теряет информацию из-за жёсткой оболочки. Гиперэхогенные неоднородные и анэхогенные объекты хорошо идентифицируются обоими методами. Гипо- и изоэхогенные объекты плохо распознаются в обоих режимах.

8. Изучена возможность применения струнной модели скелетной мышцы в медицинской диагностике. Проведена серия экспериментов по измерению скорости сдвиговых волн в фантомах, имитирующих мышечную ткань, а также в реальной мышечной ткани. Исследования проводились на акустической системе Verasonics методом SWEI. По результатам экспериментов получены численные значения измеряемых величин. Полученные результаты довольно хорошо совпадают с теоретическими расчетами.

9. Были определены границы применимости метода эластографии для исследования мышц, выявлены достоинства и недостатки струнной модели. Некоторое несоответствие с теоретическими расчетами обозначает предел применимости струнной модели и необходимость использовать другое моделирование физики мышц в отдельных случаях.

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 сдвиговой волны и параметра SWD с применением кубической интерполяции и дополнения данных нулями; связь параметра SWD с вязкостными свойствами среды интерпретируется в рамках модели Фойгта. Эксперименты на фантоме CIRS 049 и сопоставление полученных результатов с опубликованными данными для фантомов CIRS 039 показали, что параметр SWD обладает в 2–3 раза большей вариативностью при изменении механических свойств среды по сравнению со скоростью сдвиговой волны. Это показывает перспективность использования параметра SWD в качестве дополнительной количественной характеристики вязкоупругих свойств биологических тканей.

ПУБЛИКАЦИИ АВТОРА ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Публикации в рецензируемых научных изданиях, входящих в перечень ВАК

- A1. **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).
- A2. **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.
- A3. **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).
- A4. **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).
- A5. **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.
- A6. **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.

- A7. **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).

Публикации в изданиях, индексируемых в Web of Science и/или Scopus

- A8. **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.
- A9. **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.
- A10. **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.
- A11. **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.

Остальные публикации по теме диссертации

- A12. **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.
- A13. **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.
- A14. **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.
- A15. **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.
- A16. **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.

- A17. **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.
- A18. **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 – Саратов: «Интерконтакт». – 2019. – С. 89–90.
- 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.** 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.
- A22. **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.

- A23. **Спивак, А. Е.** Исследование метода определения 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.
- A24. **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.
- A25. **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.
- A26. **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.
- A27. **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.

- 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. **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.

Свидетельства о государственной регистрации программ для ЭВМ

- A30. 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».
- A31. 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».

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

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. **Акопян, В. Б.** Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами: учебное пособие / В. Б. Акопян, Ю. А. Ершов. – Москва : МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2005. – 233 с. – ISBN 5-7042-1599-4.
3. **Осипов, Л. В.** Ультразвуковые диагностические приборы. Режимы, методы, технологии. Практическое руководство для пользователей / Л. В. Осипов. – М. : Изомед, 2011. – 312 с.
4. **Уэбб, С.** Физика визуализации изображений в медицине: В 2-х томах / С. Уэбб, Д. Данс, С. Эванс, В. Суинделл; ред. С. Уэбб; пер. Л. В. Бабин, А. П. Сарвазян. – Москва : Мир, 1991. – ISBN 5-03-001423-1.
5. **Fatemi, M.** Vibro-acoustography: An imaging modality based on ultrasound stimulated acoustic emission / M. Fatemi, J. F. Greenleaf // Proc. Natl. Acad. Sci. – 1999. – Vol. 96. – P. 6603–6608. – DOI 10.1073/pnas.96.12.6603.
6. **Hall, T. J.** Beyond the basics: Elasticity imaging with US / T. J. Hall // Radiographics. – 2003. – Vol. 23. – P. 1657–1671. – DOI 10.1148/rg.236035163.
7. **Сенча, А. Н.** Соноэластография и новейшие технологии ультразвукового исследования в диагностике рака щитовидной железы / А. Н. Сенча, М. С. Могутов, Е. Д. Сергеева, Д. М. Шмелев. – Издательский Дом «Видар-М», 2010.
8. **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.
9. **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.
10. **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.
 11. **Зубарев, А. В.** Эластография – инновационный метод поиска рака различных локализаций / А. В. Зубарев // *Поликлиника*. – 2009. – № 4. – С. 32–37.
 12. **Зыкин, Б. И.** Эластография: анатомия метода / Б. И. Зыкин, Н. А. Постнова, М. Е. Медведев // *Променева діагностика, променева терапія*. – 2012. – № 2–3. – С. 107–113.
 13. **Руденко, О. В.** Физические основы эластографии. Часть 1. Компрессионная эластография (лекция) / О. В. Руденко, Д. В. Сафонов, П. И. Рыхтик [и др.] // *Радиология-Практика*. – 2014. – № 3 (45). – С. 41–50.
 14. **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.
 15. **Piscaglia, F.** Accuracy of VirtualTouch Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) imaging for the diagnosis of cirrhosis during liver ultrasonography / F. Piscaglia, V. Salvatore, R. Di Donato [et al.] // *Ultraschall in der Medizin*. – 2011. – Vol. 32. – № 2. – P. 167–175.
 16. **Fierbinteanu-Braticevici, C.** Acoustic radiation force imaging sonoelastography for noninvasive staging of liver fibrosis / C. Fierbinteanu-Braticevici, D. Andronescu, R. Usvat [et al.] // *World J. Gastroenterol*. – 2009. – Vol. 15. – № 4. – P. 5525–5532. – DOI 10.3748/wjg.15.5525.
 17. **Sporea, I.** Acoustic Radiation Force Impulse Elastography as Compared to Transient Elastography and Liver Biopsy in Patients with Chronic

- Hepatopathies / I. Sporea, R. L. Sirli, A. Deleanu [et al.] // *Ultraschall in der Medizin*. – 2010. – Vol. 32. – № Suppl. 1. – P. S46–S52.
18. **Friedrich-Rust, M.** Liver Fibrosis in Viral Hepatitis: Noninvasive Assessment with Acoustic Radiation Force Impulse Imaging versus Transient Elastography / M. Friedrich-Rust, K. Wunder, S. Kriener [et al.] // *Radiology*. – 2009. – Vol. 252. – № 2. – P. 595–604.
 19. **Palmeri, M. L.** Noninvasive evaluation of hepatic fibrosis using acoustic radiation force-based shear stiffness in patients with nonalcoholic fatty liver disease / M. L. Palmeri, M. H. Wang, N. C. Rouze [et al.] // *J Hepatol*. – 2011. – Vol. 55. – № 3. – P. 666–672.
 20. **Gomez-Dominguez, E.** Transient elastography: a valid alternative to biopsy in patients with chronic liver disease / E. Gomez-Dominguez, J. Mendoza, S. Rubio [et al.] // *Alimentary Pharmacology and Therapeutics*. – 2006. – Vol. 24. – № 3. – P. 513–518.
 21. **Shuang-Ming, T.** Usefulness of acoustic radiation force impulse imaging in the differential diagnosis of benign and malignant liver lesions / T. Shuang-Ming, Z. Ping, Q. Ying [et al.] // *Academic Radiology*. – 2011. – Vol. 18. – № 7. – P. 810–815.
 22. **Bamber, J.** EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Ultrasound Elastography. Part 1: Basic Principles and Technology / J. Bamber, D. Cosgrove, C. Dietrich [et al.] // *Ultraschall in der Medizin - European Journal of Ultrasound*. – 2013. – Vol. 34. – № 02. – P. 169–184. – DOI 10.1055/s-0033-1335205.
 23. **Cosgrove, D.** EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Ultrasound Elastography. Part 2: Clinical Applications / D. Cosgrove, F. Piscaglia, J. Bamber [et al.] // *Ultraschall in der Medizin - European Journal of Ultrasound*. – 2013. – Vol. 34. – № 03. – P. 238–253. – DOI 10.1055/s-0033-1335375.
 24. **Alizad, A.** Breast Shear Wave Elastography / A. Alizad // *Ultrasound Elastography for Biomedical Applications and Medicine*. – John Wiley &

- Sons, Ltd, 2018. – C. 545–556. – DOI <https://doi.org/10.1002/9781119021520.ch35>.
25. **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.
 26. **Berg, W. A.** Shearwave elastography improves the specificity of breast US: the BE1 multinational study of 939 masses / W. A. Berg, D. O. Cosgrove, C. J. Dore [et al.] // *Radiology.* – 2012. – Vol. 262. – № 2. – P. 435–449.
 27. **Bai, M.** Virtual touch tissue quantification using acoustic radiation force impulse technology: initial clinical experience with solid breast masses / M. Bai, L. Du, J. Gu [et al.] // *J Ultrasound Med.* – 2012. – Vol. 31. – № 2. – P. 289–294.
 28. **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.
 29. **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/TUFFFC.2009.1005.
 30. **Руденко, О. В.** Нелинейные методы в акустической диагностике / О. В. Руденко // *Успехи физических наук.* – 2006. – Т. 176. – № 11. – С. 1226–1232.
 31. **Гурбатов, С. Н.** Эластография как метод медицинской диагностики / С. Н. Гурбатов, И. Ю. Демин, Н. В. Прончатов-Рубцов // *Вестник Нижегородского университета им. Н. И. Лобачевского.* – 2013. – № 4. – С. 84–90.
 32. **Руденко, О. В.** Нелинейные шумовые волны в мягких биологических тканях / О. В. Руденко, С. Н. Гурбатов, И. Ю. Демин // *Акустический журнал.* – 2013. – Т. 59. – № 5. – С. 630–635. – DOI 10.7868/S0320791913050122.

33. **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.
34. **Nightingale, K. R.** On the feasibility of remote palpation using acoustic radiation force / K. R. Nightingale, M. L. Palmeri, R. W. Nightingale, G. E. Trahey // *Journal of the Acoustical Society of America*. – 2001. – Vol. 110. – № 1. – P. 625–634. – DOI 10.1121/1.1378344.
35. **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.
36. **Bercoff, J.** Shearwave elastography. Supersonic Imagine White Paper / J. Bercoff. – 2008.
37. **Daigle, R.** Sequence Programming Manual. / R. Daigle. – Redmond, WA : Verasonics, Inc., 2011.
38. **Palmeri, M. L.** Guidelines for finite-element modeling of acoustic radiation force-induced shear wave propagation in tissue-mimicking media / M. L. Palmeri, B. Qiang, S. Chen, M. W. Urban // *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*. – 2016. – Vol. 64. – № 1. – P. 78–92. – DOI 10.1109/TUFFC.2016.2641299.
39. **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.
40. **Khairalseed, M.** Real-time H-scan ultrasound imaging using a Verasonics research scanner / M. Khairalseed, K. Brown, K. J. Parker, K. Hoyt // *Ultrasonics*. – 2019. – Vol. 94. – P. 28–36. – DOI <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2018.12.010>.
41. **Huang, L.** Transrectal ultrasound imaging using plane-wave, fan-beam and wide-beam ultrasound: Phantom results / L. Huang, Y. Huang, K. Gao // *Medical Imaging 2019: Physics of Medical Imaging* / eds. T. G. Schmidt [et

- al.] Backup Publisher: International Society for Optics and Photonics. – SPIE, 2019. – Vol. 10948. – P. 109483P. – DOI 10.1117/12.2513064.
42. **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.
 43. **Palmeri, M. L.** Evaluating the feasibility of acoustic radiation force impulse shear wave elasticity imaging of the uterine cervix with an intracavity array: a simulation study / M. L. Palmeri, H. Feltovich, A. D. Homyk [et al.] // IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control. – 2013. – Vol. 60. – № 10. – P. 2053–2064. – DOI 10.1109/TUFFC.2013.2796.
 44. **Borsukov, A. V.** Elastography and Steatometry of the Liver from the Position of World Experts 2018–2022 / A. V. Borsukov, D. Yu. Venidiktova, A. I. Skutar, A. R. Ahmedova // Journal of oncology: diagnostic radiology and radiotherapy. – 2023. – Vol. 6. – № 3. – P. 32–40. – DOI 10.37174/2587-7593-2023-6-3-32-40.
 45. **Sencha, A. N.** Modern ultrasound imaging technologies in the diagnosis of papillary thyroid cancer / A. N. Sencha, L. A. Timofeeva, M. G. Tukhbatullin [et al.] // Acta medica Eurasica. – 2022. – № 4. – P. 58–64. – DOI 10.47026/2413-4864-2022-4-58-64.
 46. **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.
 47. **Carstensen, E. L.** Physical models of tissue in shear fields / E. L. Carstensen, K. J. Parker // Ultrasound in Medicine & Biology. – 2013. – Vol. 40. – № 4. – P. 655–674. – DOI 10.1016/j.ultrasmedbio.2013.11.001.
 48. **Gennisson, J.-L.** Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging / J.-L. Gennisson, T. Defieux, E. Macé [et al.] // Ultrasound in Medicine & Biology. – 2010. – Vol. 36. – № 5. – P. 789–801. – DOI 10.1016/j.ultrasmedbio.2010.02.013.

49. **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.
50. **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.
51. **Sinitsyn, P. M.** Using the automated Verasonics system for physical modeling of skeletal muscle biomechanics / P. M. Sinitsyn, I. Yu Demin, A. A. Lisin [et al.] // Journal of Physics: Conference Series. – 2021. – Vol. 2134. – № 1. – P. 012006. – DOI 10.1088/1742-6596/2134/1/012006.
52. **Руденко, О. В.** Глава 1. Основы эластографии сдвиговой волной: теория и физический эксперимент / О. В. Руденко, Д. В. Сафонов, И. Ю. Демин [и др.] // Эластография сдвиговой волны: анализ клинических примеров / ред. А. В. Борсуков. – Смоленск : Смоленская городская типография, 2017. – С. 8–41.
53. **Sandrin, L.** Shear modulus imaging with 2-D transient elastography / L. Sandrin, M. Tanter, S. Catheline, M. Fink // IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control. – 2002. – Vol. 49. – № 4. – P. 426–435. – DOI 10.1109/58.996560.
54. **Deffieux, T.** Shear wave spectroscopy for in vivo quantification of human soft tissues viscoelasticity / T. Deffieux, G. Montaldo, M. Tanter, M. Fink // IEEE Trans Med Imaging. – 2009. – Vol. 28. – № 3. – P. 313–322.
55. **Sporea, I.** Hepatic Elastography Using Ultrasound Waves / I. Sporea. – Bentham Books, 2012.
56. **Sarvazyan, A. P.** Imaging, An Overview of Elastography-An Emerging Branch of Medical / A. P. Sarvazyan, T. J. Hall, M. W. Urban // Current Medical Imaging Reviews. – 2011. – Vol. 7. – № 4. – P. 255–282.

57. **Ophir, J.** Elastography: A Decade of Progress (2000–2010) / J. Ophir, S. Srinivasan, R. Righetti, A. Thittai // *Current Medical Imaging Reviews*. – 2011. – Vol. 7. – № 4. – P. 292–312.
58. **Goertz, R. S.** An abdominal and thyroid status with Acoustic Radiation Force Impulse Elastometry—A feasibility study: Acoustic Radiation Force Impulse Elastometry of human organs / R. S. Goertz, K. Amann, R. Heide [et al.] // *European Journal of Radiology*. – 2011. – Vol. 80. – № 3. – P. e226–e230.
59. **Nightingale, K. R.** Shear-wave generation using acoustic radiation force: in vivo and ex vivo results / K. R. Nightingale, S. A. McAleavey, G. E. Trahey // *Ultrasound Med Biol*. – 2003. – Vol. 29. – № 12. – P. 1714–1723.
60. **Андреев, В. Г.** Движение группы жёстких микрочастиц в вязкоупругой среде под действием акустической радиационной силы / В. Г. Андреев, А. В. Шанин, И. Ю. Дёмин // *Акустический журнал*. – 2014. – Т. 60. – № 6. – С. 673–678. – DOI 10.7868/S032079191406001X.
61. **Nightingale, K. R.** Acoustic radiation force impulse (ARFI) imaging: A review / K. R. Nightingale // *Current Medical Imaging Review*. – 2011. – Vol. 7. – № 4. – P. 328–339.
62. **Doherty, J. R.** Acoustic Radiation Force Elasticity Imaging in Diagnostic Ultrasound / J. R. Doherty, G. E. Trahey, M. L. Palmeri // *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*. – 2013.
63. **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.
64. **Montaldo, G.** Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography / G. Montaldo, M. Tanter, J. Bercoff [et al.] // *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*. – 2009. – Vol. 56. – № 3. – P. 489–506. – DOI 10.1109/TUFFC.2009.1067.

65. **Hazard, C.** Integration of crawling waves in an ultrasound imaging system. Part 1: system and design considerations / C. Hazard, Z. Hah, D. Rubens, K. Parker // *Ultrasound in Medicine & Biology*. – 2012. – Vol. 38. – № 2. – P. 296–311. – DOI 10.1016/j.ultrasmedbio.2011.10.026.
66. **Hah, Z.** Integration of crawling waves in an ultrasound imaging system. Part 2: signal processing and applications / Z. Hah, C. Hazard, B. Mills [et al.] // *Ultrasound in Medicine & Biology*. – 2012. – Vol. 38. – № 2. – P. 312–323. – DOI 10.1016/j.ultrasmedbio.2011.10.014.
67. **Chen, L.** A Hybrid Displacement Estimation Method for Ultrasonic Elasticity Imaging / L. Chen, R. J. Housden, R. J. Treece [et al.] // *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect., Freq. Contr.* – 2010. – Vol. 57. – № 4. – P. 866–882.
68. **Jiang, J.** Young's Modulus Reconstruction for Radio-Frequency Ablation Electrode-Induced Displacement Fields: A Feasibility Study / J. Jiang, T. Varghese, C. Brace [et al.] // *IEEE Trans Med Imag.* – 2009.
69. **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.
70. **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 // *Учёные записки физического факультета Московского университета.* – 2018. – № 6.
71. **Zell, K.** Acoustical properties of selected tissue phantom materials for ultrasound imaging / K. Zell, J. I. Sperl, M. W. Vogel [et al.] // *Phys. Med. Biol.* – 2007. – Vol. 52. – P. 475–484.
72. **Tozaki, M.** Ultrasonographic tissue quantification of the breast using acoustic radiation force impulse technology: phantom study and clinical application /

- M. Tozaki, M. Saito, C. Joo [et al.] // Japanese Journal of Radiology. – 2011. – Vol. 29. – № 8. – P. 598–603. – DOI 10.1007/s11604-011-0591-9.
73. **An, J.** Quantitative Assessment of Tissue Stiffness Using Transfer Learning Ultrasound Elastography: A Breast Cancer Phantom Study / J. An, T. Abdus-Shakur, M. Denis // IEEE Sensors Letters. – 2023. – Vol. 7. – № 10. – P. 1–4. – DOI 10.1109/LSENS.2023.3307102.
 74. **Cournane, S.** Review of ultrasound elastography quality control and training test phantoms / S. Cournane, A. J. Fagan, J. E. Browne // Ultrasound. – 2012. – Vol. 20. – № 1. – P. 16–23. – DOI 10.1258/ult.2011.011033.
 75. **Rouze, N. C.** Parameters affecting the resolution and accuracy of 2d quantitative shear wave images / N. C. Rouze, M. H. Wang, M. L. Palmeri, K. R. Nightingale // IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr. – 2012. – Vol. 59. – № 8. – P. 1729–1740.
 76. **Gurbatov, S.** Shear Wave Propagation in Soft Biological Tissues: A Comparison of Numerical and Physical Modeling / S. Gurbatov, I. Demin, A. Lisin [et al.] // Multiscale Solid Mechanics : Advanced Structured Materials / eds. H. Altenbach [et al.]. – Cham : Springer International Publishing, 2021. – Vol. 141. – P. 175–181. – DOI 10.1007/978-3-030-54928-2_14.
 77. **Ferraioli, G.** Point shear wave elastography method for assessing liver stiffness / G. Ferraioli, C. Tinelli, R. Lissandrin [et al.] // World Journal of Gastroenterology. – 2014. – Vol. 20. – № 16. – P. 4787–4796. – DOI 10.3748/wjg.v20.i16.4787.
 78. **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 // Учёные записки физического факультета Московского университета. – 2019. – № 5.
 79. **Спивак, А. Е.** Supersonic Shear Imaging: описание модели и написание алгоритма реализации для работы с системой Verasonics / А. Е. Спивак, И. Ю. Демин // Труды XX международной конференции Математическое моделирование и суперкомпьютерные технологии / ред. В. П. Гергель. –

- Нижний Новгород : Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского, 2020. – С. 362–366.
80. **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. – № 1. – DOI 10.1088/1742-6596/1694/1/012018.
81. **McLaughlin, J.** Shear wave speed recovery in transient elastography and supersonic imaging using propagating fronts / J. McLaughlin, D. Renzi // *Inverse Problems*. – 2006. – Vol. 22. – P. 681–706.
82. **Кульберг, Н. С.** Сравнительный анализ технологий ультразвуковой эластографии с использованием эластографического фантома / Н. С. Кульберг, Л. В. Осипов, М. С. Усанов // *Радиология – практика*. – 2016. – № 2 (56). – С. 6–23.
83. **Демин, И. Ю.** Новый критерий оценки объектов различной жёсткости при эластометрии сдвиговой волной – модуль разности жёсткости 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.
84. **Shen, Z.** Enhanced Visualization of Fine Needles Under Sonographic Guidance Using a MEMS Actuator / Z. Shen, Y. Zhou, J. Miao, K. F. Vu // *Sensors*. – 2015. – Vol. 15. – № 2. – P. 3107–3115. – DOI 10.3390/s150203107.
85. **Yu, Y.** Breast lesion classification based on supersonic shear-wave elastography and automated lesion segmentation from B-mode ultrasound images / Y. Yu, Y. Xiao, J. Cheng, B. Chiu // *Computers in Biology and Medicine*. – 2018. – Vol. 93. – P. 31–46.
86. **Chamming's, F.** Diagnostic accuracy of four levels of manual compression applied in supersonic shear wave elastography of the breast / F. Chamming's, C. Hangard, J.-L. Gennisson [et al.] // *Academic Radiology*. – 2020. – Vol. 28. – № 4. – P. 481–486. – DOI 10.1016/j.acra.2020.03.012.

87. **Athanasiou, A.** Breast Lesions: Quantitative Elastography with Supersonic Shear Imaging – Preliminary Results / A. Athanasiou, A. Tardivon, M. Tanter [et al.] // Radiology. – 2010. – Vol. 256. – № 1. – P. 297–303. – DOI 10.1148/radiol.10090385.
88. **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 (USBREIT). – Yekaterinburg, Russia : IEEE, 2021. – P. 66–69. – DOI 10.1109/USBREIT51232.2021.9455087.
89. **Sarvazyan, A.** Muscle as a molecular machine for protecting joints and bones by absorbing mechanical impacts / A. Sarvazyan, O. Rudenko, S. Aglyamov, S. Emelianov // Medical Hypotheses. – 2014. – Vol. 83. – № 1. – P. 6–10. – DOI 10.1016/j.mehy.2014.04.020.
90. **Дещеревский, В. И.** Математические модели мышечного сокращения / В. И. Дещеревский. – М. : Наука, 1977.
91. **Руденко, О. В.** Волновая биомеханика скелетной мышцы / О. В. Руденко, А. П. Сарвазян // Акустический журнал. – 2006. – Т. 52. – № 6. – С. 833–846.
92. **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.
93. **Руденко, О. В.** Скорость и затухание сдвиговых волн в фантоме мышцы – мягкой полимерной матрице с замороженными натянутыми волокнами / О. В. Руденко, С. Н. Цюрюпа, А. П. Сарвазян // Акустический журнал. – 2016. – Т. 62. – № 5. – С. 609–615.
94. **Ландау, Л. Д.** Теория упругости : Теоретическая физика / Л. Д. Ландау, Е. М. Лифшиц. – М. : Наука, 1987. – Вып. VII. – 248 с.
95. **Бреховских, Л. М.** Волны в слоистых средах / Л. М. Бреховских. – 2-е изд. – М. : Наука, 1973. – 343 с.
96. **Рытов, С. М.** Акустические свойства мелкослоистой среды / С. М. Рытов // Акустический журнал. – 1956. – Т. 2. – № 1. – С. 71–83.

97. **Behrens, E.** Sound Propagation in Lamellar Composite Materials and Averaged Elastic Constants / E. Behrens // The Journal of the Acoustical Society of America. – 1967. – Vol. 42. – № 2. – P. 378–383. – DOI 10.1121/1.1910587.
98. **Aristizabal, S.** Ultrasound-based shear wave evaluation in transverse isotropic tissue mimicking phantoms and muscle / S. Aristizabal, C. Amador Carrascal, R. R. Kinnick [et al.] // 166th Meeting of the Acoustical Society of America. – San Francisco, California, 2014. – P. 075004. – DOI 10.1121/1.4868136.
99. **Gennisson, J.-L.** Ultrasound elastography: principles and techniques / J.-L. Gennisson, T. Deffieux, M. Fink, M. Tanter // Diagnostic and Interventional Imaging. – 2013. – Vol. 94. – № 5. – P. 487–495.
100. **Parker, K. J.** What do we know about shear wave dispersion in normal and steatotic livers? / K. J. Parker, A. Partin, D. J. Rubens // Ultrasound in Medicine & Biology. – 2015. – Vol. 41. – № 5. – P. 1481–1487.
101. **Sugimoto, K.** Clinical utilization of shear wave dispersion imaging in diffuse liver disease / K. Sugimoto, F. Moriyasu, H. Oshiro [et al.] // Ultrasonography. – 2020. – Vol. 39. – № 1. – P. 3–10.
102. **Руденко, О. В.** Поглощение интенсивных регулярных и шумовых волн в релаксирующих средах / О. В. Руденко, С. Н. Гурбатов, И. Ю. Демин // Акустический журнал. – 2014. – Т. 60. – № 5. – С. 459–465.
103. **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.
104. **Fatemi, M.** Ultrasound-stimulated vibro-acoustic spectrography / M. Fatemi, J. F. Greenleaf // Science. – 1998. – Vol. 280. – № 5360. – P. 82–85.
105. **Кобелев, А. В.** Нелинейные вязкоупругие свойства биологических тканей. / А. В. Кобелев, Л. Т. Смолюк, Р. М. Кобелева, Ю. Л. Проценко. – Екатеринбург : УрО РАН, 2012. – 216 с.

106. **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.
107. **Sugimoto, K.** Viscoelasticity measurement in rat livers using shear-wave US elastography / K. Sugimoto, F. Moriyasu, H. Oshiro [et al.] // Ultrasound in Medicine & Biology. – 2018. – Vol. 44. – № 9. – P. 2018–2024. – DOI 10.1016/j.ultrasmedbio.2018.05.008.
108. **Рыхтик, П. И.** Опыт применения дисперсии сдвиговых волн у пациентов после трансплантации печени / П. И. Рыхтик, Е. Н. Рябова, И. Ю. Демин [и др.] // Радиология – практика. – 2023. – № 6. – С. 22–33.
109. **Mitri, F. G.** Shear wave dispersion ultrasonic vibrometry for measuring prostate shear stiffness and viscosity: an in vitro pilot study / F. G. Mitri, M. W. Urban, M. Fatemi, J. F. Greenleaf // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2011. – Vol. 58. – № 2. – P. 235–242. – DOI 10.1109/TBME.2010.2053928.
110. **Amador, C.** Shearwave Dispersion Ultrasound Vibrometry (SDUV) on Swine Kidney / C. Amador, W. Urban, J. F. Greenleaf // IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr. – 2011. – Vol. 58. – № 12. – P. 2608–2619. – DOI 10.1109/TUFFC.2011.2124.
111. **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.
112. **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.