

Санкт-Петербургский государственный университет

Математика и Механика

Математическое обеспечение и администрирование
информационных систем

Профиль системное программирование

Леонова Анна Васильевна

Система для расчета скоростей звука в
особых областях по данным
УЗИ–томографии

Магистерская диссертация

Научный руководитель:
д. ф.-м. н., профессор Границин О.Н.

Рецензент:
к. ф.-м. н., старший научный сотрудник
Иванский Ю.В.

Санкт-Петербург
2020

SAINT PETERSBURG STATE UNIVERSITY

Mathematics&Mechanics Faculty

Software and Administration of Information Systems

Software Engineering

Leonova Anna

**System for Finding Sound Speeds in Specific
Areas Based on Ultrasound Tomography Data**

Software Engineering

**Scientific supervisor:
Dr. of Sci., Professor Oleg Granichin**

**Reviewer:
Ph.D., senior researcher Ivanskiy Yury**

**Saint Petersburg
2020**

Содержание

Введение	2
Цель работы	5
1 Глава: Требования к системе	6
1.1 Общее описание процесса томографии	6
1.2 Описание УЗИ комплекса	7
1.3 Требования к входным данным	8
1.4 Требования к процессу обработки	10
2 Глава: Прототип системы для расчета скоростей звука в особых областях	12
2.1 Компонент «Извлечение времени прибытия»	13
2.1.1 Обзор: извлечение времени прибытия	13
2.1.2 Детали реализации	17
2.1.3 Модифицированный подход с использованием информационного критерия Акаике	21
2.2 Обзор: реконструкция изображений УЗ-томографии	23
2.3 Компонент «Детектирование особых областей»	25
2.3.1 Исследуемый подход к реконструкции изображений	25
2.3.2 Детали реализации	26
2.4 Компонент «Определение плотности особых областей»	28
2.4.1 Оптимизационная задача	28
2.4.2 Детали реализации	29
3 Глава: Апробация и результаты экспериментов	31
3.1 Эксперимент 2B	31
3.2 Эксперимент 4B-2D	33
Заключение	35

Введение

Повышенный интерес привлекли ультразвуковые исследования (УЗИ) вследствие существенного прогресса аппаратных комплексов в различных областях, в частности, в диагностических и терапевтических медицинских процедурах, включая вмешательства с визуальным контролем в реальном времени при ручном УЗИ в нейрохирургии [1] и при скрининге очаговых изменений [2], а также при ультразвуковой дефектоскопии в металлургии [3]. Такой интерес к УЗИ обосновывается недорогой стоимостью исследования относительно других видов томографии. Другая причина заключается в практически полной безопасности и неинвазивности метода, а также относительной быстроте. Однако с изучением этой области и развитием аппаратных компонентов архитектура УЗИ комплексов усложнялась, а требования к качеству изображения ужесточались. Вследствие этого возник ряд проблем: увеличение вычислительной сложности и количество обрабатываемых данных.

Задача рассматривается в рамках медицинского приложения обнаружения рака молочной железы. Рак молочной железы у женщин остается лидирующим онкологическим заболеванием: наибольший процент случаев регистрации онкологического заболевания у женщин (примерно 30%) приходится на рак груди, а также на втором месте по количеству смертей у женщин (после онкологических заболеваний легких и бронхов) находится рак молочной железы (примерно 15%) [4]. Показатель смертности мог бы быть значительно ниже, если бы современные методы могли диагностировать рак на ранней стадии.

В настоящий момент существуют несколько методов диагностики рака молочной железы: маммография, компьютерная томография, магнитно-резонансная томография. Недостатками маммографии являются большая вероятность получения ложно-отрицательного или ложно-положительного результата, а также радиационное облучение. Ограничения маммографии приводят к высокой частотности биопсии доброкачественных поражений. Отрицательными свойствами компьютерной томографии являются высокая стоимость исследования и радиационное облучение. Для магнитно-резонансной томографии характерны следующие недостатки: медицинское вмешательство посредством введение вещества в организм человека, неточная диагностика вследствие неравномерного диффундирования введенного вещества, а также ряд ограничений для проведения этой процедуры.

Стандартом в диагностике рака молочной железы в настоящее время является маммография, но использование ультразвуковой томографии неуклонно растет. Причинами этого являются несколько существенных факторов. Прежде всего, ультразвуковое исследование неинвазивно и

практически полностью безопасно для пациента: при наличии осложнений лучевое обследование может привести к ускорению развития заболеваний. Во–вторых, доля женщин с гетерогенной (неоднородной) или чрезвычайно плотной грудью варьируется от 32,5% до 45,7% , и вероятность ошибки традиционных методов скрининга молочной железы в таких случаях высока [5].

В мире существует несколько похожих исследований и разработок в области ультразвуковой томографии для скрининга рака груди: SoftVue prototype (Delphinus Medical Technologies) [6] в США, QT Ultrasound [7] в США, Karlsruhe Institute of Technology (KIT) [8] в г.Карлсруэ в Германии, а также Medical Ultrasound Laboratory (MUL) [9] в г.Ухань в Китае в коллaborации с нашим университетом СПбГУ, в рамках которого проводится описываемая работа.

Исследование, проводимое в США для УЗ–аппарата SoftVue prototype (Delphinus Medical Technologies), имеет сходство с китайским исследованием в коллаборации с СПбГУ: УЗ–томограф представляют собой круговой преобразователь с более 2000 датчиками, внутри которого располагается исследуемая область. Каждый элемент преобразователя излучает и принимает ультразвуковые сигналы в виде последовательного кругового массива 360°, охватывающего всю грудь, автоматически сканируя от соска до стенки грудной клетки. Система TriAD для SoftVue улавливает не только отраженные эхо–сигналы, которые определяют анатомические детали, но также и сигналы передачи, проходящие через ткань, определяя скорость звука и затухание [10].

Исследование, проводимое в США для УЗ–аппарата QT Ultrasound, осуществлялось долгие годы: с 1976 года по настоящие времена, — и результаты их исследований представлены списком работ [11]. УЗ–томограф представляет собой сложную конструкцию из двух параллельных «стенок» с сенсорами–излучателями и датчиками–приемниками, между которыми заключена интересующая область, а также ортогонально этим стенкам установлен модуль, изогнутой формы, с преобразователями ультразвуковой волны, принимающей отраженные сигналы. Таким образом, Quantitative Transmission Ultrasound (QTUS) — это томографический метод передачи ультразвука, который способен генерировать трехмерные карты скорости звука в объектах в поле зрения. Это измерение выполняется путем распространения плоской волны через среду от передатчика на одной стороне резервуара для воды к приемнику высокого разрешения на противоположной стороне. Эта информация затем используется посредством обратного рассеяния для вычисления карты скорости. Кроме того, наличие преобразователей отражения позволяет создавать пространственно составленную карту отражений высокого разрешения, которая изначально привязана к карте скоростей. Прототип системы QTUS

был оценен на предмет измерения и геометрической точности, а также на способность правильно определять скорость звука, и показал хорошие результаты для объектов диаметром до 0,4 мм [12].

Исследование, осуществляемое в Германии, проводилось для УЗ–аппарата другого принципа работы и показало применимость и большие перспективы в области обследования молочной железы ультразвуком [13]. Немецкий УЗ–томограф представляет собой параболическую чашу. Из–за такой конструкции УЗ–аппарата появляются сложные геометрические задачи. Исследование, проводимое в Германии, не завершено, и на рынке не представлено конечного продукта этой разработки.

Программные решения для SoftVue prototype (Delphinus Medical Technologies) и QT Ultrasound представлены на рынке, исходный код этих решений скрыт, а также эти компании не предоставляют бесплатных программных систем. Для остальных проектов в этой области подобных систем не реализовано: либо исследования приостановлены, либо все еще проводятся в области УЗ–томографии. Вышеописанное актуализирует задачу разработки системы для расчета скоростей звука в особых областях по данным УЗ –томографии. Эта работа является продолжением предыдущих исследований [14, 15], которое решает многомерную задачу оптимизации для вычисления плотностей особых областей на реальных экспериментальных данных.

Цель работы

Целью работы является разработка системы для расчета скоростей звука в особых областях по данным УЗ–томографии. Для достижения этой цели были сформулированы следующие задачи:

1. Формирование требований к системе.
2. Разработка архитектуры системы.
3. Разработка прототипа системы.
4. Апробирование прототипа системы на реальных данных.

1 Глава: Требования к системе

Исследование проводится в рамках медицинского приложения обнаружения рака молочной железы.

1.1 Общее описание процесса томографии

Ультразвуковая томография использует различные методы визуализации: реконструкция изображения с использованием отраженного сигнала, с использованием сквозного сигнала (визуализация скорости звука), с использованием затухания сигнала и их комбинаций. В этой работе рассматриваются сквозные и отраженные сигналы. Время прихода (time-of-flight, TOF) ультразвуковых сигналов (сквозного и отраженного) через интересующую область используется при восстановлении изображения и нахождении плотности особых областей. В плотной ткани скорость распространения сигнала выше, чем в окружающей ткани. Следовательно, сигнал проходит через такую область быстрее, чем через однородную (без особых областей плотной ткани). На основе таких отклонений во времени прихода сигналов позже выполняется реконструкция изображения и нахождение плотности особых областей.

Общий вид томографического процесса может быть представлен следующей последовательностью действий:

1. излучение сигнала,
2. сбор наблюдений с датчиков,
3. извлечение времени прибытия сигнала (TOF),
4. восстановление изображения.

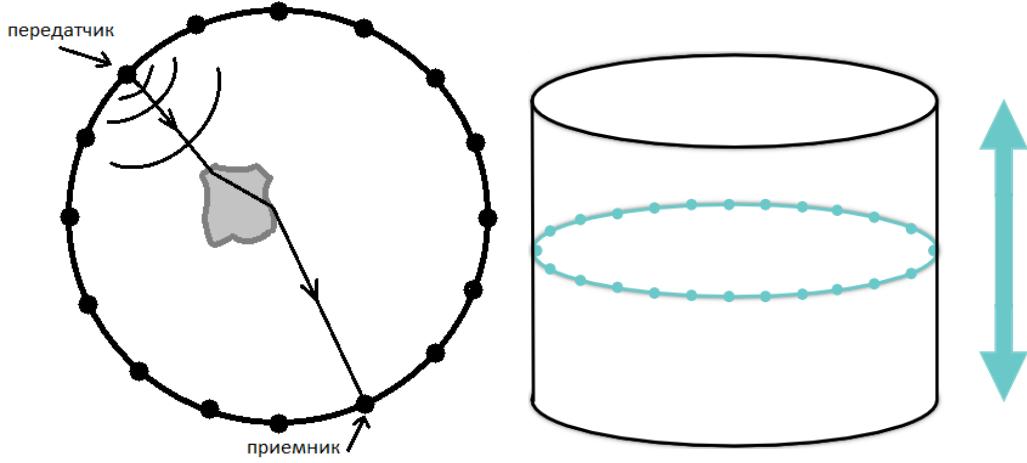


Рис. 1: Круговой трансдьюсер с N сенсорами

Рис. 2: Схема аппарата

Первый этап выполняется на физическом устройстве. Устройство представляет собой кольцевой преобразователь с N элементами (излучающие датчики) (Рис. 1). Каждый элемент представляет собой ультразвуковой излучатель и приемник. Изображение получается путем перемещения этого кольца в вертикальном направлении (Рис. 2). Результатом такой процедуры сканирования являются поперечные «срезы» тканей, из которых формируется трехмерное изображение. Когда один элемент испускает сигнал, все остальные элементы получают сигналы, таким образом, восстановление одного «среза» учитывает N^2 сигналов. То есть каждый из датчиков в свою очередь излучает сигнал, и все датчики получают его сигнал в течение фиксированного времени. На третьем этапе показания на конкретном датчике в отдельные моменты времени используются для расчета времени прибытия сигнала (Time Of Flight, TOF) на датчик. Затем TOF используются для восстановления изображения на четвертой стадии. На четвертом этапе решается обратная задача восстановления изображения. Цель обратной задачи — оценить распределение скоростей, которое соответствует траекториям кратчайшего прохождения сигнала в интересующей области. Исследуемая область дискретизируется с помощью наложения сетки. Более подробно математическая модель описывается в нижеследующих разделах.

1.2 Описание УЗИ комплекса

В рамках коллаборативного исследования с Хуачжунским научно-техническим университетом (Huazhong University of Science and Technology, Wuhan, Hubei, China) проводится работа над восстановлением изображений для определенного прототипа системы ультразвуковой компьютерной томографии (USCT) [9]. Разработанный прототип предназначен для

диагностики очаговых изменений молочных желез посредством сквозных и отраженных ультразвуковых сигналов.

Прототип системы USCT состоит из кольцевого элемента с 2112 датчиками (для простоты визуализации кольцевой элемент изображен в виде цилиндрической формой), 128–канальной системы сбора данных, интерфейсных схем и компьютерной рабочей станции. Вдоль стенок аппарата (Рис. 2) передвигается кольцо с датчиками УЗИ и делает снимки (срезы) через определенное расстояние. Кольцо состоит из 2112 элементов одинакового размера: 2048 из которых датчики, остальные 8 группы по 8 элементов — равноудаленные «пустые» датчики (т.е. датчики, которые не испускают сигнал и не слушают его). Каждый реальный датчик является приемником и излучателем одновременно. Работа аппарата на одном срезе происходит следующим образом: каждый из всех 2048-и «непустых» датчиков поочередно испускает сигнал и каждый из 2048-и «непустых» датчиков «слушает» его на протяжении 3750 тактов с частотой 25МГц.

Данные, полученные с каждого датчика–приемника от одного испускающего сенсора, представляют из себя 3750 чисел, которые означают амплитуду, зафиксированную этим датчиком–приемником. Далее, с их помощью определяется TOF — время прибытия сигнала в датчик.

1.3 Требования к входным данным

Данные представляют собой массив размерности $2048 \times 2048 \times 3750$. Массив исходных данных можно описать словами как значение амплитуды сигнала с каждого i -ого излучающего датчика на каждом j -ого слушающем датчике в дискретный момент времени t , где $i = 1, \dots, 2048$, $j = 1, \dots, 2048$, $t = 1, \dots, 3750$. Пример исходных данных приведен на Рис. 3.

Данные экспериментов, проведенных на вышеописанном УЗ-томографе, разделены на поперечные срезы — слои. Данные каждого слоя занимают около 32 Гб. Эти данные разбиты на четыре бинарных файла, структура которых схематично изображена на Рис. 4. В каждом файле 2048 блоков (соответствующих каждому сенсору-излучателю) по 3750 строчек (соответствующих дискретным временам) и 512 столбцов (соответствующих принимающим датчикам). Таким образом, во всех файлах хранятся данные со всех излучающих сенсоров во все дискретные моменты времени (с 1 по 3750): в первом файле хранятся данные с 1 по 512 принимающий датчик, во втором — с 513 по 1024 приемник, в третьем — с 1025 по 1536 слушающий сенсор, в четвертом — с 1537 по 2048.

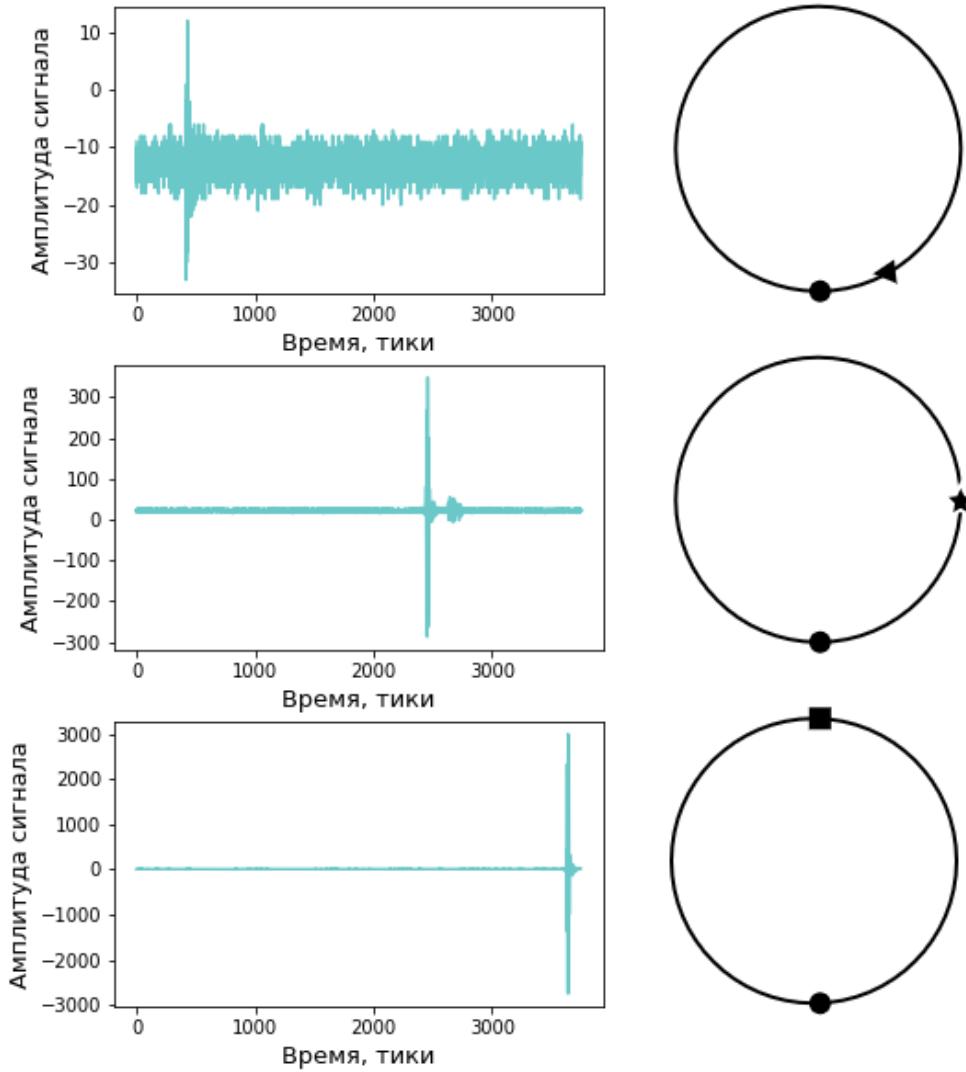


Рис. 3: Примеры исходных данных в зависимости от взаимного расположения источника сигнала и приемника: ● – излучающий датчик, ★, ■, ▼ – принимающие датчики

Дополнительные трудности при обработке исходных данных вызывают:

- наличие сломанных датчиков, показания которых являются выбросами относительно данных с соседних датчиков;
- дискретное время задержки сканирования, которое не указывается для экспериментов;
- индивидуальная задержка сканирования для каждого датчика, которая вносит дополнительные погрешности вычислений;
- высокое отношение шума к сигналу при близком взаимном расположении датчиков.

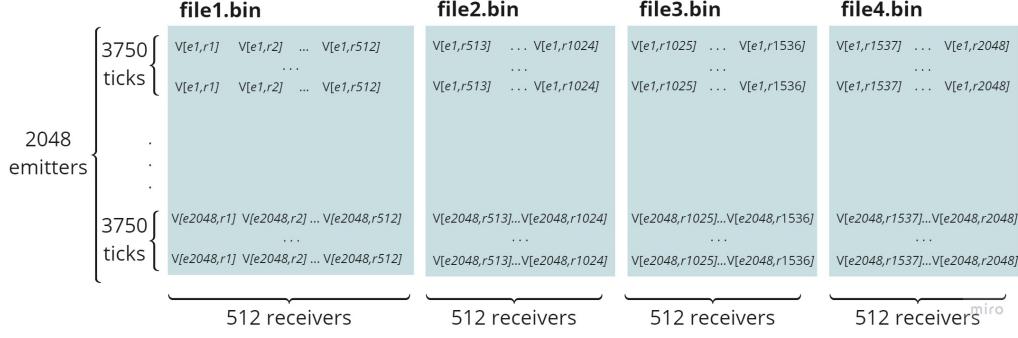


Рис. 4: Структура исходных данных

ложении источника сигнала и приемника, продемонстрированное на первом графике Рис. 3;

- а также разный уровень сигнала в зависимости от взаимного расположения датчика, что иллюстрирует Рис. 3.

1.4 Требования к процессу обработки

Система для расчета скоростей звука в особых областях по данным УЗ–томографии должна соответствовать описанной ниже математической модели. Рассмотрим модель, в которой есть круговой трансдьюсер с N элементами (сенсорами-излучателями) (Рис. 1). Каждый элемент представляет собой излучатель и приёмник ультразвуковой волны. Рассматривается задача УЗИ по визуализации скорости звука: после детектирования сквозного сигнала получаем время его прохождения через рассматриваемую область — исследуемые данные, которые используются для восстановления распределения скорости в интересующей области [16]. Время сигнала в пути от передатчика к приемнику вдоль траектории его распространения можно представить как

$$Y = \int_{\Gamma} \frac{1}{u(r)} ds, \quad (1)$$

где Y — время распространения сигнала; Γ — путь его распространения; $u(r)$ — скорость звука в точке r . Проходимый сигналом путь зависит от распределения скорости звука в среде $u(r)$. Существует нелинейная зависимость скорости звука в среде от времени его распространения. После дискретизации интересующей области наложением сетки размера $N \times N$ (Рис. 5) уравнение 1 представимо в виде [16, с.1618]¹:

$$Y = A(F) \bullet F, \quad (2)$$

¹формула (2) соответствует $L\Delta S = \Delta T$ в наших обозначениях

где F — вектор распределения «медлительности» в с/м, размерности $N^2 \times 1$: представленная в виде вектора карта распределения величин, обратных к скоростям — то есть карта, вытянутая в вектор (в дальнейшем для удобства понимания будем говорить, что хотим найти распределение скорости звука F , опуская, что эта обратная величина к скорости звука); $A(F)$ — матрица пути распространения сигнала размерности $N^2 \times N^2$, где в i -ой строке записана матрица, представленная в виде вектора и задающая расстояние, проходимое сигналом между $(i \bmod N + 1)$ -ым и $([\frac{i}{N}] + 1)$ -ым (целой частью) датчиками; Y — вектор времен распространения сигнала в секундах, размерности $N^2 \times 1$; \bullet — матричное умножение. Выбор размерности сетки обусловлен количеством трансдьюсеров.

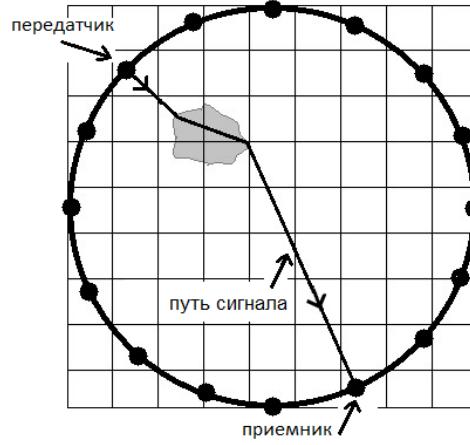


Рис. 5: Дискретизация интересующей области в круговом трансдьюсере

Ставится задача нахождения такой оценки распределения скоростей, которая соответствует траекториям кратчайшего прохождения сигнала в уравнении 2 и выражается минимизацией следующего функционала:

$$\|A(F)F - Y\|_2^2 \underset{F}{\rightarrow} \min. \quad (3)$$

Идея заключается в последовательном построении матрицы путей, которые проходят сигналы, и вычислении карты скоростей прохождения в исследуемой области. Эта задача трудна, так как требует решения огромных систем линейных уравнений, а также трассировку лучей, что требует большой вычислительной мощности.

2 Глава: Прототип системы для расчета скоростей звука в особых областях

Для решения задачи расчета скоростей звука в особых областях по данным УЗ-томографии создан прототип системы по требованиям к системе, описанным в предыдущей главе, с архитектурой, представленной на диаграмме (Рис. 6):

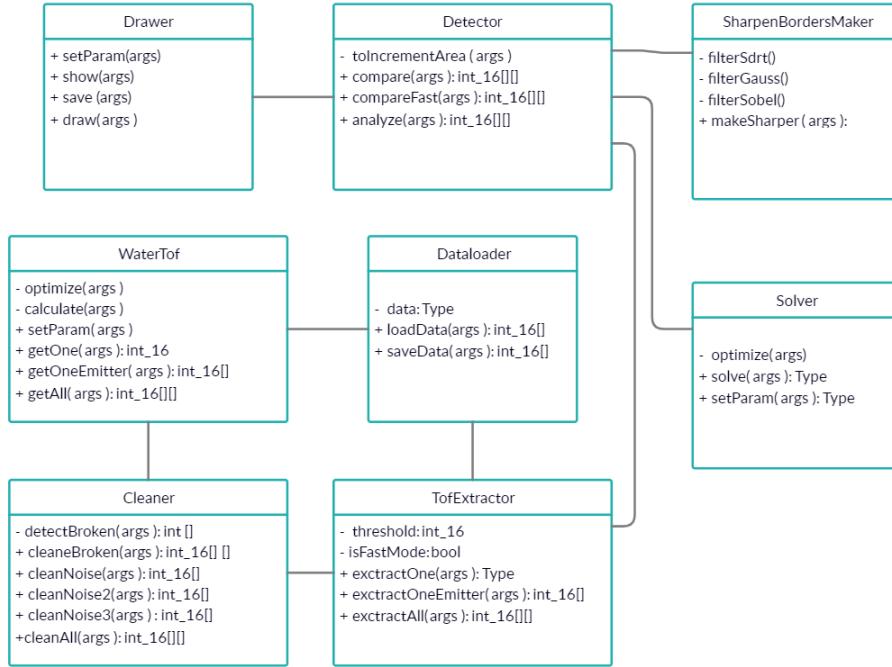


Рис. 6: Архитектура программного решения

Основными модулями программного решения являются: модуль извлечения времени прибытия TofExtractor, модуль детектирования особых областей Detector, модуль нахождения плотности особых областей Solver. Подробнее о реализации этих модулей написано ниже в этой главе в соответствующем разделе. Компонент Dataloader является вспомогательным модулем, который реализует логику чтение-запись всего прототипа системы.

Модуль WaterTof подготавливает эталонные данные TOF — ожидаемого времени прохождения сигнала между каждой парой излучатель-приемник. Эталонными значениями TOF берутся времена прохождения сигнала в воде. В модуле WaterTof это реализуется несколькими способами:

- На основе данных экспериментов — извлекаются данные, в которых объект отсутствует.

- На основе параметров модели — моделируются эталонные значения TOF с помощью заданной скорости распространения звука в воде, заданного диаметра трансдьюсера и расположения датчиков. Последующая обработка подбирает оптимальную задержку сканирования.

Модуль Cleaner обрабатывает данные, полученные в результате работы модуля TofExtractor. Детектируются выбросы в данных, впоследствии усредняются с показаниями соседних сенсоров. Для того, чтобы справиться с проблемой высокого отношения шума к сигналу, находятся датчики, которым мы можем «доверять».

2.1 Компонент «Извлечение времени прибытия»

Компонент программного решения TofExtractor служит для обработки исходных сырых данных с УЗ-устройства. В дальнейшем эти данные будут обработаны модулем Cleaner и использованы модулем Detector для детектирования особых областей в интересующей нас области.

Каждый сенсор-приемник «слушает» аналоговый сигнал, который представляет собой непрерывное во времени множество точек — значения амплитуды сигнала в каждый момент времени. Затем аналоговый сигнал преобразуется в цифровой, то есть выделяется конечное множество значений амплитуд сигнала в дискретные моменты времени. Считается, что значения считываются через равные промежутки времени. На практике сенсоры могут быть недостаточно точно откалиброваны, что вносит дополнительные погрешности.

График, построенный по дискретным значениям амплитуд сигнала с излучаемого датчика и принимающего сенсора, близок к первоначальному аналоговому сигналу. Пример типового графика представлен Рис. 7: в оригинальном масштабе и увеличенном. Фиолетовой точкой прихода сигнала обозначено действительное время прихода сигнала ультразвуковой волны.

Точное определение времени прибытия (TOF) сигнала — важнейшая задача, так как небольшая погрешность в его вычислении в дальнейшем сильно влияет на результат. Существует несколько различных способов определения TOF, рассмотрим наиболее известные из них.

2.1.1 Обзор: извлечение времени прибытия

Определение TOF вручную Этот способ предполагает наличие экспертной группы, которой вручную необходимо определить время прихода сигнала, проанализировав $N^2 \cdot M$ графиков амплитуд сигналов с

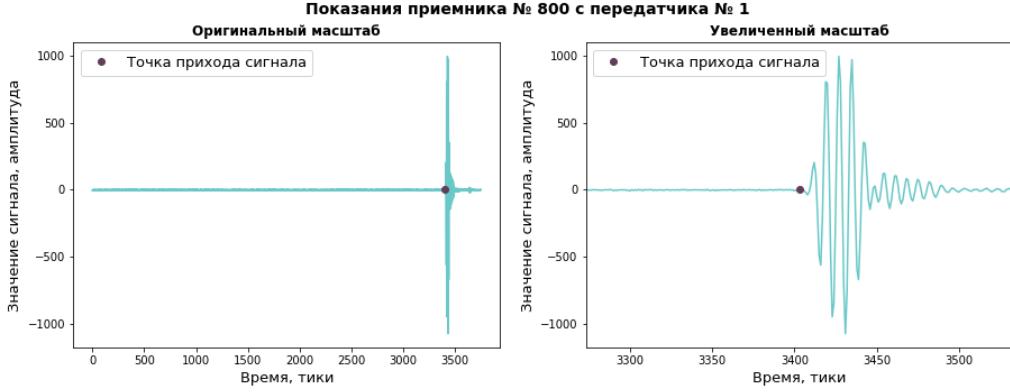


Рис. 7: Типовой график значений на УЗ-сенсоре

сенсоров (где N — количество датчиков, M — количество горизонтальных срезов сканирования). Такой подход неприменим в этой задаче, так как требует слишком много времени и человеческих ресурсов, что является проблемой даже для много меньшего объема данных (например, объем данных при пятидесяти сенсорах). Однако такой метод имеет место быть полезным в качестве определения эталонных значений для того, чтобы оценить результаты рассматриваемых автоматических алгоритмов извлечения времени прибытия сигнала.

Сравнение с эталонным сигналом В этом подходе подразумевается, что сигнал имеет достаточное сходство с некоторым эталоном, который предварительно известен. В методе предлагается сравнивать форму волны исследуемого сигнала с эталонной. Для этого требуется мера схожести сигналов, выбранная заранее. Таким образом, временем прихода сигнала выбирается точка, в которой достигается максимум меры схожести [17].

На Рис. 8 иллюстрируется неприменимость этого метода для рассматриваемой задачи: из-за специфики исходных данных, порождаемой геометрией УЗ-аппарата (круговой трансдьюсер), уровень сигнала отличается для различных пар излучатель-приемник. Для сенсоров-приемников, располагающихся вблизи к источнику ультразвуковой волны, уровень сигнала ниже приблизительно в сто раз, чем для датчиков-приемников, располагающихся диаметрально противоположно относительно сенсора-излучателя ультразвуковой волны, что объясняется физикой распространения узконаправленного сигнала. Помимо того, что для различных пар излучатель-приемник сигналы отличаются, они (сигналы) отличаются и для различных сред, через которые они проходят; по этой причине было принято отказаться от этого подхода в этой задаче.

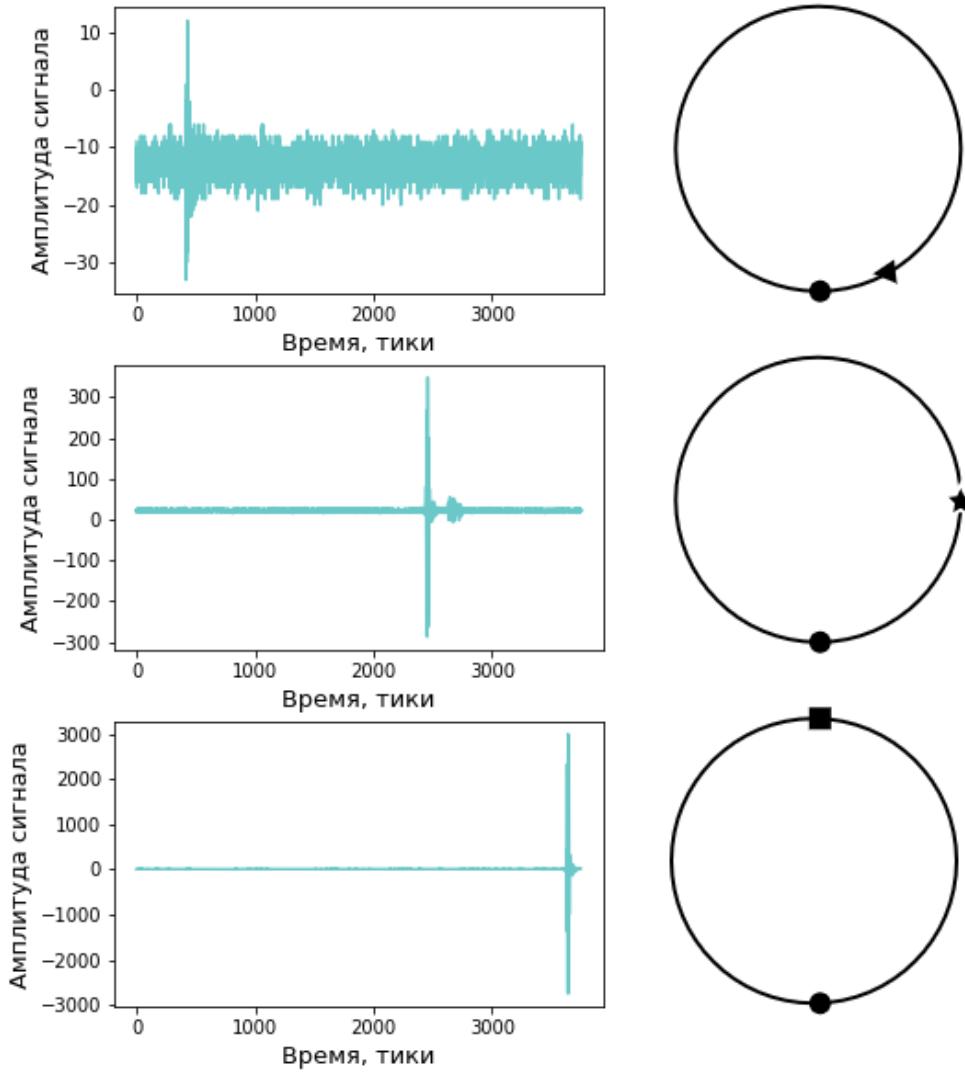


Рис. 8: Примеры исходных данных в зависимости от взаимного расположения источника сигнала и приемника: ● – излучающий датчик, ★, ■, ▼ – принимающие датчики

Извлечение ТОФ по пороговому значению

В этом методе точкой прихода сигнала определяется дискретный момент времени, который соответствует уровню сигнала выше заданного порогового значения (на практике обычно пороговое значение зависит от шума). Пороговое значение задается предварительно.

Этот способ очень чувствителен к уровню шума и работает плохо, когда исходные данные имеют низкое соотношение сигнал-шум (Signal-to-Noise Ratio); то есть уровень сигнала к шуму соизмеримы [17]. Аналогично вышеописанному подходу особенности формирования исходных данных, связанных с строением УЗ-томографа (кольцевой трансдьюсер),

не позволяют применять этот алгоритм, так как уровень сигнала различается для пар излучатель-приемник.

Тем не менее этот подход показывает хорошие результаты, когда шум показаний с датчиков много меньше сигнала и сигнал хорошо распознаем зрительно. Например, пороговое значение может быть установлено как значение наибольшей амплитуды сигнала. В таком случае этот метод не имеет высокой точности извлечения времени прибытия сигнала, так как максимальная амплитуда достигается не в первый момент прихода сигнала. Но этот подход может быть применим, как первое приближение времени прихода сигнала, так как скорость вычисления достаточно высокая (что является большим преимуществом для исследователя при наличии такого объема исходных данных). В соответствии с описанным подходом на Рис. 9 фиолетовым цветом отмечены время прихода сигнала и темно-зеленым — время прихода максимальной амплитуды.

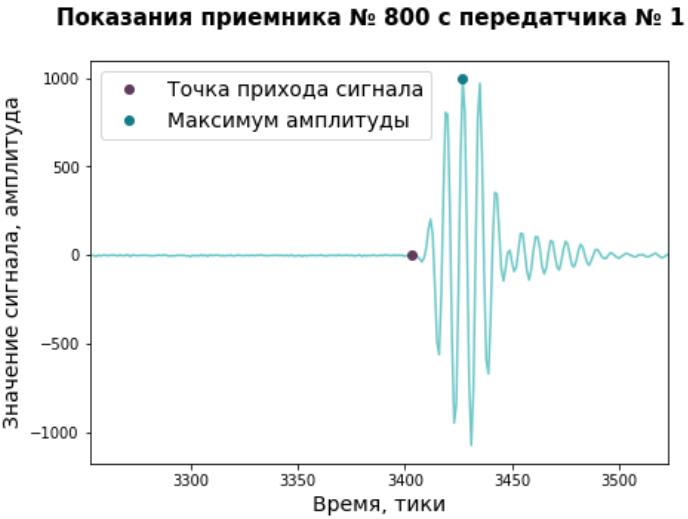


Рис. 9: Время прихода максимальной амплитуды (темно-зеленым) и TOF (фиолетовым)

Информационный критерий Акаике
Информационный критерий Акаике (Akaike Information Criterion, AIC) в рассматриваемой задаче извлечение времени прибытия ультразвукового сигнала базируется на гипотезе, что ультразвуковая волна в диапазоне некоторого окна может быть поделена на два участка времени: до прихода сигнала и после. В работе [18] была предложена формула для вычисления AIC, которая используется для сигналов различной природы, включая ультразвуковые [19, 20].

Применение информационного критерия Акаике (Akaike Information Criterion, AIC) в рассматриваемой задаче извлечение времени прибытия ультразвукового сигнала базируется на гипотезе, что ультразвуковая волна в диапазоне некоторого окна может быть поделена на два участка времени: до прихода сигнала и после. В работе [18] была предложена формула для вычисления AIC, которая используется для сигналов различной природы, включая ультразвуковые [19, 20].

В этом методе предполагается, что задано временное окно $[t_1, \dots, t_T]$, где T — количество показаний в окне, в диапазоне которого присутствует сигнал и нужно найти TOF. В диапазоне этого окна для каждого дискретного момента времени k , при $k = 1, \dots, T$, вычисляется значение AIC по следующей формуле:

$$AIC(k) = k * \log(var(S(1, k))) + (T - k - 1) * \log(var(S(k + 1, T))) \quad (4)$$

$S(1, k)$ и $S(k + 1, T)$ — это сегменты, полученные разбиением точкой k ; то есть это два набора значений амплитуд сигнала. Функция $var(\cdot)$ имеет следующий вид:

$$var(S(i, j)) = \sigma_{j-i}^2 = \frac{1}{(j-i)} * \sum_{l=i}^j (S(l, l) - \bar{S})^2,$$

где $i \leq j$; $i, j = 1, \dots, T$; \bar{S} — среднее значение показаний сигнала S (i , j) на промежутке от i до j . Точка минимума AIC выбирается в качестве искомого TOF.

Подход на основе информационного критерия Акаике показал хорошие результаты, и был выбран в качестве самого оптимального. Для этого подхода были предложены модификации для быстродействия реализации, описанные ниже, а также были проанализированы способы выбора временного окна. Выбор начала временного окна и его ширина является основной трудностью этого подхода.

2.1.2 Детали реализации

Все вышеизложенные подходы были рассмотрены, а также реализованы и проанализированы. В конечное программное решение вошли несколько реализаций описанных подходов:

Извлечение TOF по пороговому значению Пороговое значение взято относительно максимума амплитуды для этого излучателя и приемника; этот подход дает довольно неточные времена прихода сигналов, но эти времена можно использовать как первое приближение. Этот подход вошел в реализацию, так как имеет преимущества по скорости обработки сырых данных по сравнению с другими методами, если точность нам неважна. Например, для анализа данных и построения гипотез, для которых не нужна точность, а лишь общие закономерности.

Информационный критерий Акаике Извлечение TOF с помощью подхода с использованием информационного критерия Акаике. Этот подход дает самые точные и полные данные. Обработка исходных сырых данных представляет собой следующую последовательность действий при этом способе:

1. Чтение данных для пары излучатель–приемник.
2. Поиск временного окна, который содержит момент времени прихода сигнала.
3. Подсчет информационного критерия Акаике для каждого момента времени в диапазоне временного окна.
4. Нахождение точки минимума AIC ([4](#)) в качестве момента времени прихода сигнала.

Таким образом, результатом является момент времени прихода сигнала для пары излучатель–приемник.

Основная сложность этого подхода — это выбор начала временного окна и его ширина. Временное окно, в пределах которого вычисляется информационный критерий Акаике, должно включать точку прихода сигнала. Посредством проведенных исследований и анализа данных выявлено, что оптимальная ширина окна равняется 120 дискретным моментам времени (тикам), так как в преобладающем количестве случаев сигнал имеет ровно такую продолжительность. Было рассмотрено несколько реализаций выбора окна:

1. Центром окна выбиралась точка, в которой уровень сигнала впервые достиг $\frac{2}{3}$ максимального значения для показаний пары излучатель–приемник, и рассматривались окрестности этой точки. Первоначально предлагалось рассматривать окрестности точки максимального значения ([Рис. 10](#)), но из-за того факта, что при достаточно большом размере объекта отраженный сигнал (не первый приход сигнала) может иметь большую амплитуду, чем прямой сигнал (первый приход сигнала) ([Рис. 11](#)), этот способ был неприменим.

Этот способ практиковался в начале исследования, как самый простой. Но TOF не всегда будет извлечен корректно, так как возможно наличие прихода более сильного (отраженного) сигнала, чем приход прямого.

2. Центром окна выбиралась точка ожидаемого времени прибытия сигнала в однородной среде, достаточно похожей на исследуемую (например, в воде, так как скорость распространения звука в воде достаточно близка к скорости звука в ткани груди) [[17](#)], то есть исходя из взаимного расположения испускающего и принимающего датчиков и скорости звука в среде. Этот подход требует заранее определенных времен прихода сигнала в среде без препятствий (однородной). Ожидаемое время прихода сигнала в однородной среде отличается от фактического времени прибытия в экспериментальных данных (неоднородная среда), но не превышает половины ширины окна. Из этого следует, что время прибытия сигнала точно

Показания приемника № 800 с передатчика № 1

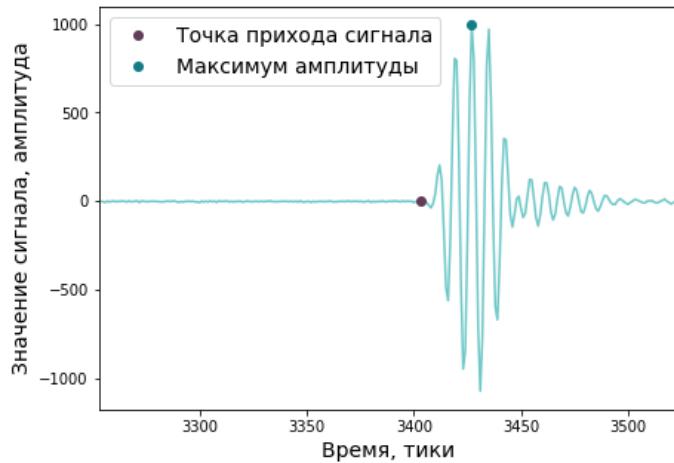


Рис. 10: Время прихода максимальной амплитуды (темно-зеленым) и TOF (фиолетовым)

Показания приемника № 46 с передатчика № 513

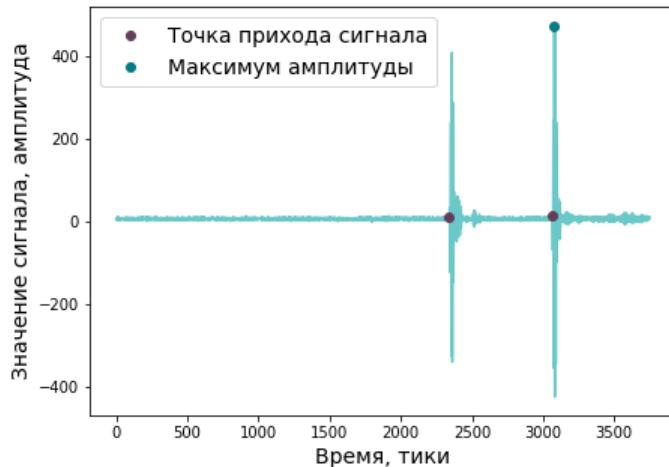


Рис. 11: Время прихода максимальной амплитуды (темно-зеленым) и TOF (фиолетовым)

попадет в рассматриваемый временной диапазон. Этот способ выбора более точный, чем предыдущий для определения TOF сквозного сигнала.

Но этому подходу присущ недостаток — он позволяет найти только первое прибытие сигнала (сквозной сигнал), а отраженные сигналы будут потеряны. Еще одним недостатком является неоптимальный

выбор окна, влияющий на качество извлечения TOF: извлечение TOF происходит наиболее точно, если момент времени прибытия сигнала располагается примерно посередине временного окна; таким подходом окно определяется недостаточно хорошо из-за того, что сигнал может проходить через раздел сред с большей или меньшей плотностью, тем самым влияя на момент прихода сигнала (окно будет «сдвинуто»).

3. Центром окна выбирается точка соответствующая пикам частичных дисперсий (небольших интервалов). Подробнее это можно описать следующим образом:
 - Выбирается ширина интервала T (в реализации использовано $T = 120$ тикам).
 - Вычисляются частичные дисперсии — дисперсии для всех интервалов $[i, i + \frac{T}{2}]$, где $i = 1, \dots, 3750 - \frac{T}{2}$, измерений уровня сигнала для пары излучатель–приемник (Рис. 12).

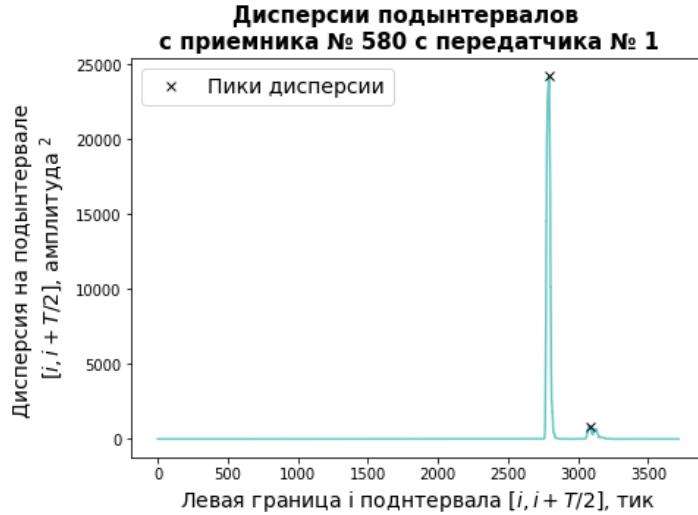


Рис. 12: Вычисленные дисперсии подынтервалов $[i, i + \frac{T}{2}]$ и их пики

- Находятся пики полученных значений частичных дисперсий. Они выбираются в качестве центров временных окон для подсчета AIC и извлечения TOF (Рис. 12 и Рис. 13).

Увеличение значения частичной дисперсии указывает на начало прихода нового сигнала, а уменьшение — на окончание. Этот вариант выбора окна позволяет детектировать все времена прихода сигнала (как сквозного, так и отраженного). Трудностью этого метода является продолжительность времени выполнения, которая требуется на подсчеты. Но предложена модификация алгоритма, которая позволяет существенно сократить время вычисления.

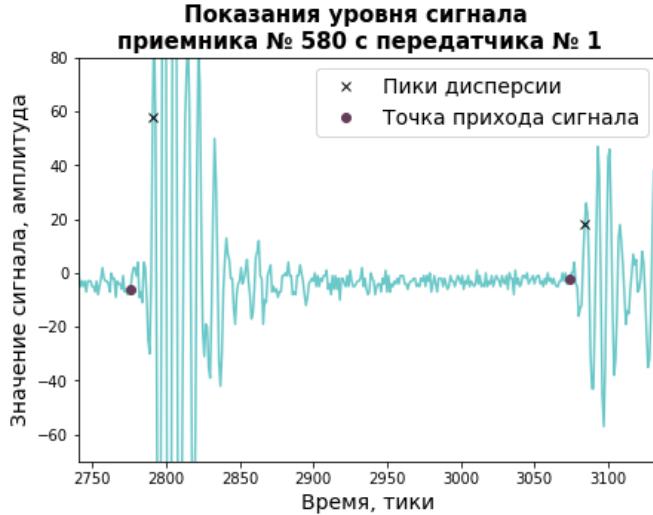


Рис. 13: TOF, полученные с помощью пиков дисперсий

2.1.3 Модифицированный подход с использованием информационного критерия Акаике

Для оптимизации нахождения TOF с помощью информационного критерия Акаике в работе предложено использование рекуррентных формул расчета дисперсий в интересующих диапазонах. Расчет дисперсии является самой дорогостоящей процедурой в смысле сложности вычисления.

Рассмотрим значения дискретного сигнала, где x_i – значение сигнала на i -ом тике. Пусть половина ширины рассматриваемого окна $\frac{T}{2} = \hat{T} = 60$ дискретных величин. Тогда для интервала $[i, i + \hat{T}]$, где $i = 1, \dots, 3750 - \hat{T}$, математическое ожидание $m_i = \frac{1}{\hat{T}} \sum_{j=0}^{\hat{T}-1} x_{i+j}$, дисперсия

$$\sigma_i = \frac{1}{\hat{T}} \sum_{j=0}^{\hat{T}-1} (x_{i+j} - m_i)^2. \quad (5)$$

Тогда рекуррентная формула для расчета частичной дисперсии следующего рассматриваемого окна $[i + 1, i + 1 + \hat{T}]$ будет иметь вид:

$$\sigma_{i+1} = \sigma_i + \frac{1}{\hat{T}} \cdot (x_{i+\hat{T}} - x_i) \cdot ((\hat{T} - 1) \cdot x_{i+\hat{T}} + (\hat{T} + 1) \cdot x_i - 2m_i \cdot \hat{T}) \quad (6)$$

Использование такой формулы позволяет сократить время подсчета дисперсии примерно на треть: 182 операции при вычислении дисперсии (5) и 126 операций при вычислении рекуррентной дисперсии (6) в половине временного окна $\hat{T} = 60$.

А также предлагается уменьшить время извлечения TOF с помощью информационного критерия Акаике посредством гибридного подхода выбора окна при условии извлечения времени прибытия сквозного сигнала (первого времени прибытия). Гибридный подход выбора окна представляет собой совмещение идеи подсчета частичный дисперсий (см. п. 3) и информации о взаимном расположении излучающего и принимающего датчика и скорости звука в среде (просчитанные времена прихода сигнала в среде без препятствий) (см. п. 2). Такой подход может существенно уменьшить время выполнения этого компонента.

2.2 Обзор: реконструкция изображений УЗ-томографии

Линейный инверсный подход Исходя из принципа Ферма и закона Снеллиуса, путь ультразвукового луча в неоднородной среде (такой как ткань молочной железы) не является прямым, что делает обратную задачу нелинейной. Первая ультразвуковая томография на изогнутых (преломленных) лучах (*bent-ray*) была предложена Г. Шомбергом в 1978 году [21]. Однако применение алгоритма изогнутых лучей на практике не проходило из-за того, что ранним исследователям часто мешали ограниченная память и скорость процессора их компьютеров. Качество восстановленных изображений было недостаточно высоким для клинического использования [22]. Долгое время применялась реконструкция изображений на основе прямых лучей (*straight-ray*), например, в работе [23] 2008 года. Таким образом, реконструкция изображений УЗ-томографии сводилась к решению линейной системы (2), где $A(F) = A$.

В работе [16] представлены результаты реконструкции изображений на реальных данных на основе прямых лучей, а также демонстрируется низкое качество восстанавливаемых изображений по сравнению с реконструкцией на основе изогнутых лучей.

Нелинейный инверсный подход Рассмотрим подход решения поставленной задачи, приведенный в работах [24, 16] на основе решения обратной задачи, описанной системой (2). Основной трудностью этого подхода является то, что при большой неоднородности нельзя игнорировать нелинейность пути сигнала. Если в этом случае считать пути прямыми, то результат будет неудовлетворительным. В нелинейном подходе необходим итерационный алгоритм для нахождения решения. Идея заключается в том, чтобы чередовать оценку скорости и вычисление траекторий прохождения сигналов.

Приведем основную структуру такого алгоритма:

1. Устанавливаем распределение скорости F в качестве начального приближения (константа или заранее известная модель).
2. Вычисляем траектории $A(F)$.
3. Решая систему (2) относительно F , находим его оценку как \hat{F} .
4. По найденной оценке \hat{F} и траекториям $A(F)$ находим $\hat{Y} = A(F) \bullet \hat{F}$.
5. Вычисляем ошибку времени прихода сигнала как $\Delta Y = Y - \hat{Y}$. Если ΔY достаточно мал, останавливаем процесс.
6. Приравниваем $Y = \hat{Y}$, $F = \hat{F}$ и возвращаемся к шагу 2.

У предложенного метода существует следующие существенные недостатки:

- Скорость сходимости.
- Возможность сходимости модели в локальный минимум, отличающийся от реальной модели.

2.3 Компонент «Детектирование особых областей»

2.3.1 Исследуемый подход к реконструкции изображений

Большинство существующих работ по аналогичным темам основаны на решении систем уравнений [25, 26]. Эти подходы требуют как больших вычислительных ресурсов, так и больших затрат памяти. В работе изучается другой подход, который можно легко распараллелить.

Компонент «Детектирование особых областей» решает задачу местоположения и формы объектов, находящихся в исследуемой области. Алгоритм детектирования этих областей основан на том факте, что время прохождения ультразвуковой волны между двумя датчиками, прошедшей через особую область (в исследуемой области есть объекты), отличается от времени прохождения ультразвуковой волны между теми же датчиками в однородной среде (в которой нет объектов).

Алгоритм представляет собой последовательность следующих этапов:

1. Излучающий датчик выбирается среди всех еще не рассмотренных сенсоров.
2. Участок между парой излучатель-приемник «закрашивается», если TOF этой пары равен TOF в эксперименте в однородной среде без объектов (то есть на пути прохождения сигнала не было особых областей) (Рис. 14).
3. Шаги 1 и 2 выполняются для всех излучающих датчиков, которые еще не рассмотрены (Рис.15).

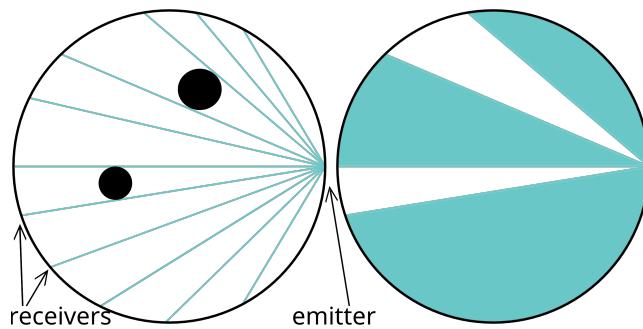


Рис. 14: Результат второго шага алгоритма

В результате рассмотрения всех пар излучатель-приемник получится карта препятствий, в которой «не закрашенные» ячейки соответствуют точкам особых областей (Рис. 16).

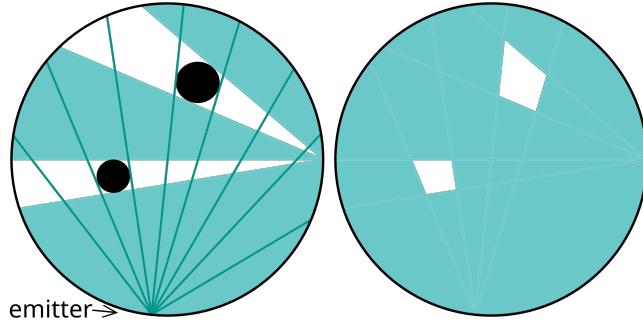


Рис. 15: Результат третьего шага алгоритма

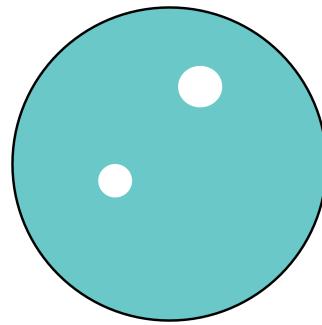


Рис. 16: Результат алгоритма

2.3.2 Детали реализации

Для предложенного алгоритма детектирования особых областей был реализован следующий алгоритм на основе рассматриваемой модели.

Основным результатом работы алгоритма, приведенного ниже, является целочисленная квадратная матрица. Элементы этой матрицы представляют собой количество пройденных сигналов через дискретную «ячейку». Подсчитываются только те сигналы, пройденные через дискретную «ячейку», для которых время прохождения слабо отличается от времени прохождения в воде. Пороговое значение различия времени прихода взято 6 тиками. Такой выбор обусловлен анализом обрабатываемых данных. В дальнейшем будем обозначать эту результирующую матрицу D .

Для каждой пары излучатель-приемник сравниваются значения, полученные в результате работы компонента «Извлечение ТОФ» (см. подразд. 2.1), и значения для прохождения сигнала в воде. При различии времен прихода этих сигналов ниже заданного заранее порога происходит инкрементирование тех элементов матрицы D , которые лежат на прямой между этой парой. На Рис. 17 демонстрируется процесс инкрементирования: исследуемая область дискретизирована с помощью нало-

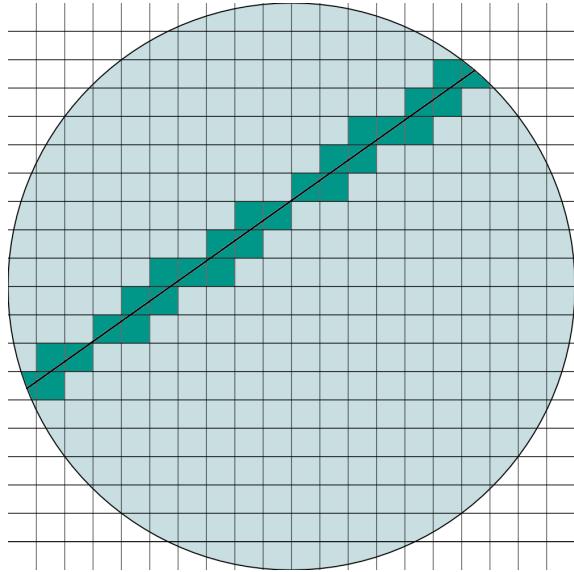


Рис. 17: Визуализация инкрементируемых «ячеек» при работе алгоритма детекции особых областей

женияя сетки, черной линией обозначена траектория пути луча, а темно-зеленым цветом выделены те «ячейки», которые инкрементируются для этого пути сигнала. Это реализуется исходя из известной геометрии расположения датчиков и «ячеек».

Преимуществом этого алгоритма является не только его простота, но и точное заполнение матрицы D , так как алгоритм основан на геометрических свойствах. Главным недостатком является время работы, однако это решается распараллеливанием вычислений.

В результате алгоритма, описанного выше, мы получаем матрицу D , значения которой соответствует количеству сигналов, прошедших через данную «ячейку» в рассматриваемой среде, при этом на пути которых не возникло интересующих нас объектов. Для точного обнаружения границ объектов необходимо провести фильтрацию полученного результата. Из-за зашумленности данных и существования выбросов границы не всегда являются четкими, и редко существуют элементы матрицы D , отличные от нуля (ни один сигнал не прошел через «ячейку», соответствующую этому элементу).

Применяемая фильтрация заключается в обнулении значений матрицы D , которые ниже порогового значения, и рассмотрении остальных ненулевых элементов как особые области. Для последующего нахождения скоростей звука необходимо разделять различные области. Для этого использовалась кластеризация на основе связности — разделение объектов с разными границами.

2.4 Компонент «Определение плотности особых областей»

После работы предыдущих модулей получены времена прибытия сигналов, а также форма и местоположение особых областей. Следующей задачей является нахождение скорости звука в полученных объектах. Считается, что скорость в различных областях может быть различной.

2.4.1 Оптимизационная задача

Предлагается свести задачу нахождения скоростей звука в особых областях к оптимизационной. Для этого составим функционал качества получаемой модели. Обозначим скорости звука в объектах c_1, \dots, c_m , а c_0 — скорость звука в воде. Пример рассматриваемой задачи представлен на Рис. 18. Будем минимизировать следующий функционал:

$$\operatorname{argmin}_{c_1, \dots, c_m} \sum_{i,j} (t_{ij} - \hat{t}_{ij}(c_0, \dots, c_m))^2, \quad (7)$$

где t_{ij} — время прибытия сигнала, найденное с помощью методов, описанных в подразделе 2.1, $\hat{t}_{ij}(c_0, \dots, c_m)$ — время прибытия сигнала при скоростях звука c_0, \dots, c_m . Решение этой оптимизационной задачи означает, что полученная модель распределения скорости согласуется с исходными данными.

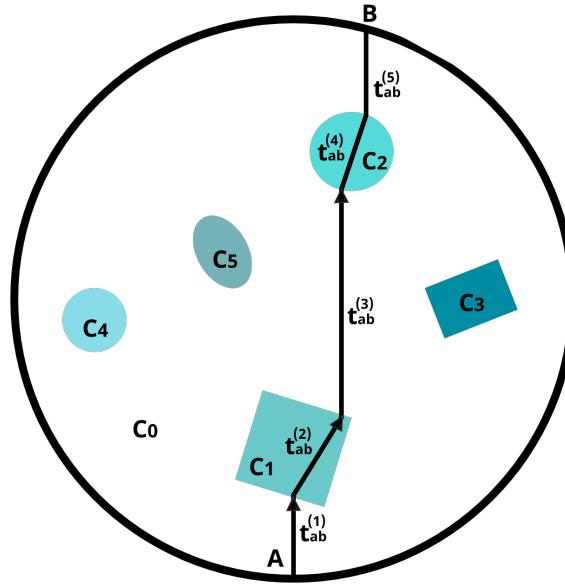


Рис. 18: Задача оптимизации: трассировка луча

Для нахождения $\hat{t}_{ij}(c_0, \dots, c_m)$ было использовано уравнение эйконала, описывающее распространение звука и представленное в работе [27].

При сведении этого уравнения к системе дифференциальных уравнений получаем следующую систему уравнений:

$$\begin{cases} \frac{d\mathbf{r}}{dt} = c\mathbf{n}, \\ \frac{d\mathbf{b}}{dt} = -\frac{c_0 \nabla c}{c}, \end{cases} \quad (8)$$

где \mathbf{r} — вектор местоположения сигнала, зависящий от времени t ; c — скорость распространения звука в точке; \mathbf{n} — единичный вектор, нормальный к фронту волны $\mathbf{n} = \frac{\mathbf{b}}{b}$; c_0 — скорость звука в воде; ∇ — оператор градиента. Решая эту систему уравнений, получаем $t_{ij}(c_0, \dots, c_m)$.

Таким образом, мы свели нахождение скорости распространения звука в особых областях к решению оптимизационной задачи (7).

2.4.2 Детали реализации

Одной из подзадач нахождения скоростей звука в особых областях является трассировка лучей для нахождения времени прихода сигнала. Трассировка луча — нахождение траектории и времени распространения звука из датчика с помощью уравнений (8). Для решения этой подзадачи воспользуемся методом Рунге-Кутта 4 порядка, а для гладкости распределения скорости в рассматриваемой области — бикубической интерполяцией. Шаг в методе Рунге-Кутта выберем так, чтобы не «перешагивать» ячейки дискретизации, а критерием остановки — достижение траекторией кольца приемников. Пример работы компоненты на этапе трассировки лучей при разных скоростях звука в объектах на тестовых данных приведен на Рис. 19.

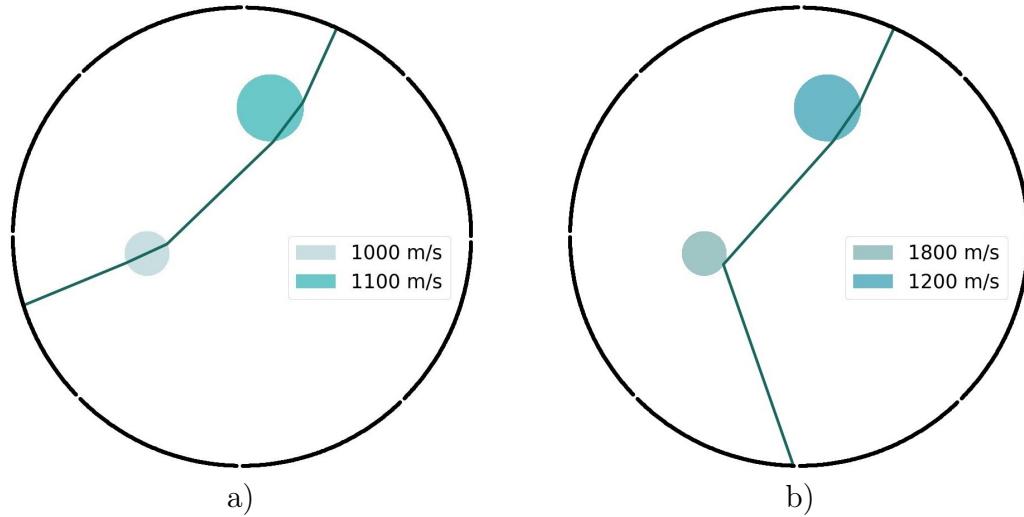


Рис. 19: Визуализация алгоритма (перебор плотностей): трассировка лучей из определенного передатчика для указанных плотностей.

Таким образом, мы можем численно оценивать ошибку функционала, так как была решена подзадача нахождения $\hat{t}_{ij}(c_0, \dots, c_m)$ — времени прибытия сигнала при заданных скоростях в исследуемой области.

Для нахождения минимума использовался алгоритм перебора. Это обусловлено тем, что реальные скорости распространения звука в молочной железе в особых областях достаточно мало различаются между собой, что представлено в таблице 1 [28, 29, 16].

Таблица 1: Среднее значение скорости звука в различных тканях

Ткань	Среднее значение скорости звука (м/с)
Жир	1478
Молочная железа	1510
Добропачественная опухоль	1513
Злокачественная опухоль	1548
Среднее значение жира и молочной железы в пременопаузе	1468
Среднее значение жира и молочной железы в постменопаузе	1510
Паренхима молочной железы	1487
Киста молочной железы	1568
Фиброаденома молочной железы	1584

Для перебора выбран шаг в 1 м/с для каждого особого объекта. Для уменьшения времени вычисления, и в том числе из-за особенности испускаемого сигнала (рассматриваемые сигналы узконаправленны), рассматриваются лишь лучи, направленные по внутренней нормали к рассматриваемой области (направленные в центр окружности).

Преимущество описанного в этом подразделе подхода к решению задачи является полнота решения, так как рассматриваются все варианты в заданном диапазоне скоростей звука. Недостатком можно назвать скорость работы алгоритма. Одним из решений является распараллеливание вычислений.

3 Глава: Апробация и результаты экспериментов

Реализованный прототип системы был апробирован на реальных данных с УЗ-аппаратуры. Ниже приведены результаты этих экспериментов.

Название экспериментов складывается из набора обозначений имеющихся объектов. Цифра означает размер объекта в сантиметрах, буква — местоположение.

3.1 Эксперимент 2В

Эксперимент 2В проводился для одного объекта. Объект представляет собой шар диаметром 2 см, расположенный в исследуемой области УЗ-томографа (однородная среда вокруг объекта — вода), как схематично показано на Рис. 20.

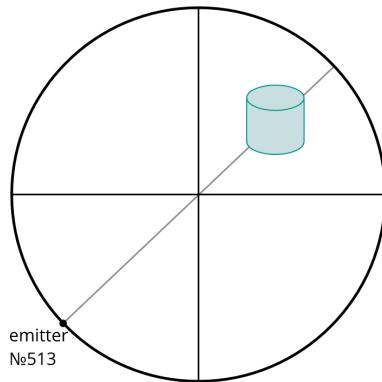


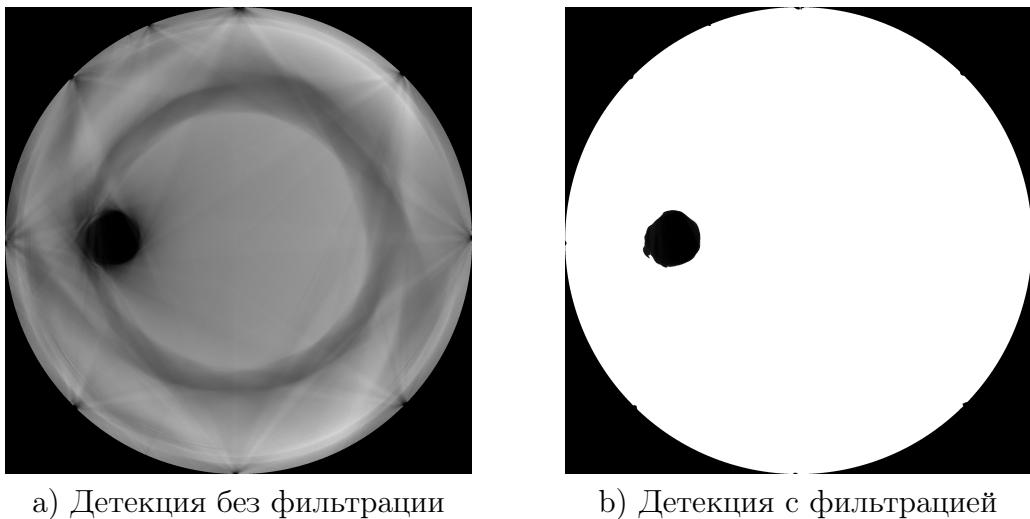
Рис. 20: Эксперимент 2В: позиция объекта

Все результаты, представленные ниже, были получены при обработке всех имеющихся данных.

Для эксперимента 2В время извлечения TOF для реализации поиска первого сигнала прибытия с помощью модифицированного метода с использованием критерия Акаике. Время обработки одного среза данных составило 9724.16 секунд = 2 часа 42 минуты на компьютере 15Гб ОЗУ i5-6400 CPU 2.70GHz.

Результат детекции особых областей представлен на Рис. 21. Результат определения объекта соответствует истинному положению, а форма достаточно хорошо соотноситься с реальной.

Плотность особой области была найдена и приведена в таблице 2.



а) Детекция без фильтрации

б) Детекция с фильтрацией

Рис. 21: Эксперимент 2В: результат детекции особых областей.

Объект	Скорость звука, м/с
Объект 1	1501

Таблица 2: Эксперимент 2В: результат определения плотности объекта

Результат трассировки луча для испускающего датчика под номером 1 представлен на Рис. 22. Трассировка производилась при найденном значении скорости звука в объекте.

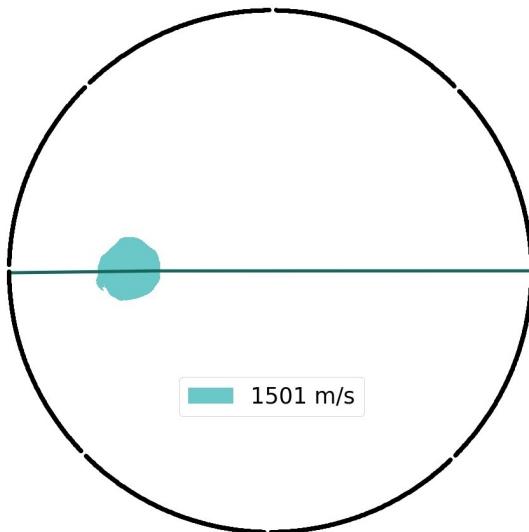


Рис. 22: Трассировка луча, выходящего из 1 датчика

3.2 Эксперимент 4B-2D

Эксперимент 4B-2D проводился для двух объектов, которые были помещены в исследуемую область УЗ-томографа в воду. Объекты — это шар диаметром 2 см и шар диаметром 4 см, расположенные как схематично показано на Рис. 23.

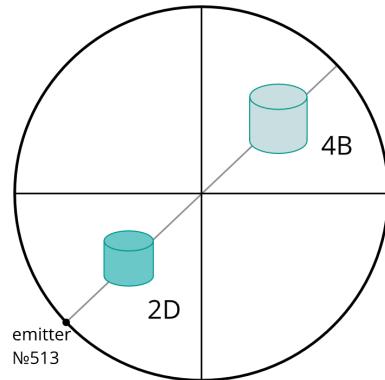
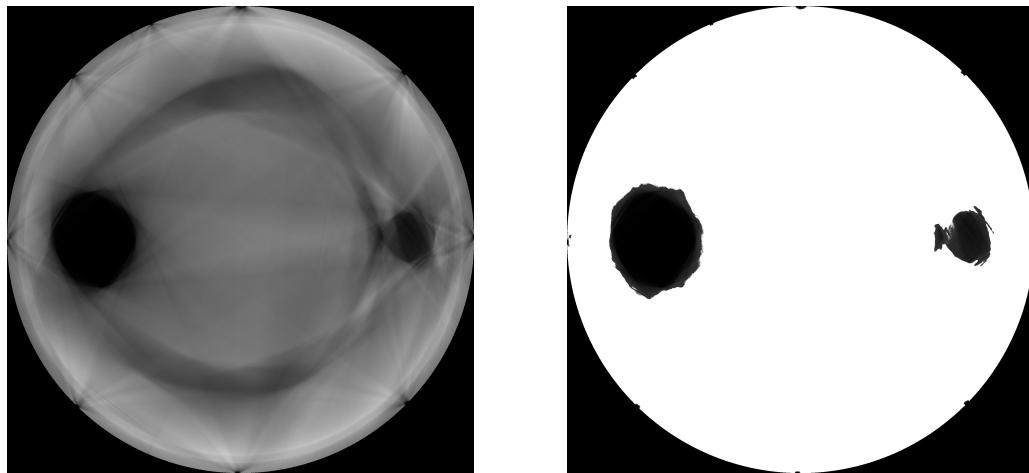


Рис. 23: Эксперимент 4B-2D: позиции объектов

Все результаты, представленные ниже, были получены при обработке всех имеющихся данных.

Для эксперимента 4B-2D время извлечения TOF для реализации поиска первого сигнала прибытия с помощью модифицированного метода с использованием критерия Акаике времени обработки одного среза данных составило 8685.45 секунд = 2 часа 25 минут на компьютере 15Гб ОЗУ CPU i5-6400 CPU 2.70GHz.



а) Детекция без фильтрации

б) Детекция с фильтрацией

Рис. 24: Эксперимент 4B-2D: результат детекции особых областей.

Результат детекции особых областей представлен на Рис. 24. Результат определения объектов соответствует истинному положению, а их граница определена достаточно хорошо соответствует реальной форме.

Плотности особых областей были найдены и приведены в таблице 3.

Объект	Скорость звука, м/с
Объект 1	1503
Объект 2	1497

Таблица 3: Эксперимент 4B-2D: результат определения плотности объектов

Результат трассировки луча для испускающего датчика под номером 1 представлен на Рис. 25. Трассировка производилась при найденном значении скорости звука в объекте.

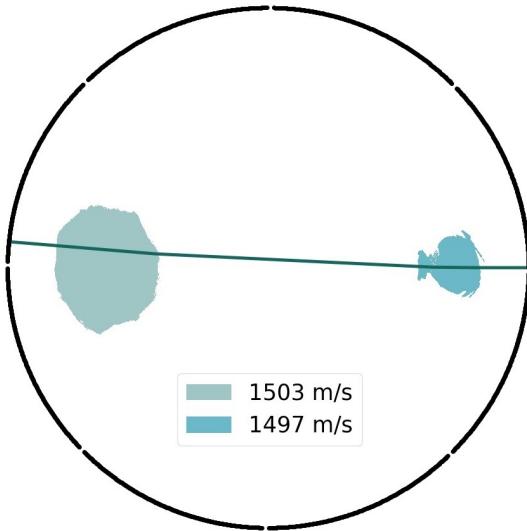


Рис. 25: Трассировка луча, выходящего из 1 датчика

Заключение

В рамках выпускной квалификационной работы были получены следующие результаты:

1. Проведен анализ предметной области и составлены требования к системе.
2. Разработана архитектура системы для расчета скоростей звука в особых областях по данным УЗ-томографии.
3. Разработан прототип системы.
4. Прототип системы апробирован на реальных данных.

Список литературы

- [1] Comparison of different reconstruction algorithms for three-dimensional ultrasound imaging in a neurosurgical setting / D. Miller, C. Lippert, F. Vollmer et al. // The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery. 2012. Vol. 8, no. 3. P. 348–359.
- [2] Regularized dual averaging image reconstruction for full-wave ultrasound computed tomography / T. P. Matthews, K. Wang, C. Li et al. // IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control. 2017. Vol. 64, no. 5. P. 811–825.
- [3] Базулин Е. Г., Соколов Д. М. Восстановление изображения отражателей методом распознавания со сжатием по эхосигналам, измеренным антенной решеткой // Вестник МЭИ. 2018. № 6. С. 128–135.
- [4] American-Cancer-Society. Cancer Facts & Figures 2019. Atlanta: American Cancer Society, 2019. 76 p.
- [5] Kolb T. M., Lichy J., Newhouse J. H. Comparison of the performance of screening mammography, physical examination, and breast US and evaluation of factors that influence them: an analysis of 27,825 patient evaluations // Radiology. 2002. Vol. 225, no. 1. P. 165–175.
- [6] SoftVue prototype (Delphinus Medical Technologies). URL: <http://www.delphinusmt.com> (online; accessed: 04.05.2020).
- [7] QT Ultrasound. URL: <https://www.qtultrasound.com> (online; accessed: 04.05.2020).
- [8] KIT. URL: <https://www.ipe.kit.edu/english/167.php> (online; accessed: 04.05.2020).
- [9] A prototype system for ultrasound computer tomography with ring array / J. Song, S. Wang, L. Zhou et al. // 2nd IET International Conference on Biomedical Image and Signal Processing (ICBISP 2017) / IET. 2017. P. 1–4.
- [10] Detection of breast cancer with ultrasound tomography: First results with the Computed Ultrasound Risk Evaluation (CURE) prototype / N. Duric, P. Littrup, L. Poulo et al. // Medical physics. 2007. Vol. 34, no. 2. P. 773–785.
- [11] QT Ultrasound: publications. URL: <https://www.qtultrasound.com/publications> (online; accessed: 04.05.2020).
- [12] Imaging performance of quantitative transmission ultrasound / M. W. Lenox, J. Wiskin, M. A. Lewis et al. // International journal of biomedical imaging. 2015. Vol. 2015. P. 1–8.

- [13] 3d ultrasound computer tomography of the breast: A new era? / N. V. Ruiter, M. Zapf, T. Hopp et al. // European Journal of Radiology. 2012. Vol. 81. P. S133–S134.
- [14] Erofeeva V., Granichin O., Senin I. Modifying the physical process of ultrasound tomography scanning through compressive sensing // Cybernetics and Physics. 2018. Vol. 7, no. 2. P. 66–71.
- [15] Detection of specific areas and densities for ultrasound tomography / V. Erofeeva, V. Galyamina, K. Gonta et al. // Cybernetics and Physics. 2019. Vol. 8, no. 3. P. 121–127.
- [16] In vivo breast sound-speed imaging with ultrasound tomography / C. Li, N. Duric, P. Littrup et al. // Ultrasound in medicine & biology. 2009. Vol. 35, no. 10. P. 1615–1628.
- [17] An improved automatic time-of-flight picker for medical ultrasound tomography / C. Li, L. Huang, N. Duric et al. // Ultrasonics. 2009. Vol. 49, no. 1. P. 61–72.
- [18] Zhang H., Thurber C., Rowe C. Automatic P-wave arrival detection and picking with multiscale wavelet analysis for single-component recordings // Bulletin of the Seismological Society of America. 2003. Vol. 93, no. 5. P. 1904–1912.
- [19] St-Onge A. et al. Akaike information criterion applied to detecting first arrival times on microseismic data // 2011 SEG Annual Meeting / Society of Exploration Geophysicists. 2011. P. 1658–1662.
- [20] Accuracy on the time-of-flight estimation for ultrasonic waves applied to non-destructive evaluation of standing trees: a comparative experimental study / L. Espinosa, J. Bacca, F. Prieto et al. // Acta Acustica united with Acustica. 2018. Vol. 104, no. 3. P. 429–439.
- [21] Schomberg H. An improved approach to reconstructive ultrasound tomography // Journal of Physics D: Applied Physics. 1978. Vol. 11, no. 15. P. L181–L185.
- [22] Jones H. W. Recent activity in ultrasonic tomography // Ultrasonics. 1993. Vol. 31, no. 5. P. 353–360.
- [23] Glide-Hurst C. K., Duric N., Littrup P. Volumetric breast density evaluation from ultrasound tomography images // Medical physics. 2008. Vol. 35, no. 9. P. 3988–3997.
- [24] Jovanović I. Inverse problems in acoustic tomography: theory and applications. Ph.D. thesis: Verlag nicht ermittelbar. 2008. p. 139.

- [25] Frequency-domain ultrasound waveform tomography breast attenuation imaging / G. Y. S. Sandhu, C. Li, O. Roy et al. // Medical Imaging 2016: Ultrasonic Imaging and Tomography / International Society for Optics and Photonics. Vol. 9790. 2016. P. 97900C–1–97900C–12.
- [26] Krueger M., Pesavento A., Ermert H. A modified time-of-flight tomography concept for ultrasonic breast imaging // 1996 IEEE Ultrasonics Symposium. Proceedings / IEEE. Vol. 2. 1996. P. 1381–1385.
- [27] Ostashev V. Acoustics in Moving Inhomogeneous Media. 1997 // E & FN SPON.
- [28] Kossoff G., Fry E. K., Jellins J. Average velocity of ultrasound in the human female breast // The Journal of the Acoustical Society of America. 1973. Vol. 53, no. 6. P. 1730–1736.
- [29] Ophir J., Lin T. A calibration-free method for measurement of sound speed in biological tissue samples // IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control. 1988. Vol. 35, no. 5. P. 573–577.