

Санкт-Петербургский Государственный Университет  
Математико-механический факультет

Программная инженерия

Турсунова Мунира Бахромовна

# Восстановление особых областей по данным ультразвуковой томографии

Курсовая работа

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

Санкт-Петербург  
2019

# Оглавление

<b>Введение</b>	<b>3</b>
<b>1. Постановка задачи</b>	<b>5</b>
1.1. Описание УЗИ аппарата . . . . .	5
1.2. Постановка задачи . . . . .	7
<b>2. Обзор литературы и существующих решений</b>	<b>8</b>
2.1. Алгоритмы для нового аппарата УЗИ . . . . .	8
2.2. Рандомизированный алгоритм . . . . .	10
2.3. Решение систем линейных уравнений . . . . .	12
<b>3. Описание предлагаемого решения</b>	<b>14</b>
3.1. Алгоритм восстановления изображения . . . . .	14
3.1.1. Описание алгоритма восстановления изображения	14
3.1.2. Особенности реализации алгоритма . . . . .	16
3.1.3. Результаты работы алгоритма . . . . .	17
3.2. Алгоритм вычисления плотности в особых областях . . .	21
3.2.1. Случай произвольного падения луча . . . . .	21
3.2.2. Случай перпендикулярного падения луча . . . . .	23
3.2.3. Результаты работы алгоритма . . . . .	24
<b>Заключение</b>	<b>28</b>
<b>Список литературы</b>	<b>29</b>

# Введение

Рак молочной железы в структуре заболеваемости и смертности женского населения остается ведущей онкопатологией в мире. Ежегодно в мире регистрируется более 1.6 миллионов случаев заболевания раком молочной железы, погибает от него около 520 тыс. женщин [2]. Хотя маммография является эталонным стандартом, ультразвуковое исследование (УЗИ) все чаще применяется в медицинской практике. Причиной тому служат несколько существенно важных факторов. Во-первых, большинство видов рака возникает в плотных тканях протоков, что делает раннее обнаружение рака у женщин с плотной грудью, а также у женщин с повышенным риском развития рака молочной железы особенно проблематичным для маммографии [4]. Во-вторых, обследование при помощи ультразвука заметно дешевле других видов томографии. Другая, не менее важная причина, это безопасность для пациента. К примеру, среднее значение дозы рентгеновского облучения, полученной пациентом после КТ головного мозга составляет 3-5 мЗв, а маммографии – 0,2-0,4 мЗв (в сравнении, допустимая доза рентгеновского облучения в год для обычного человека равна 1 мЗв).

С увеличением спроса на УЗИ аппараты, их архитектура заметно усложнилась. Увеличились количество датчиков, частота дискретизации сигнала, вследствие чего увеличилась и разрешающая способность ультразвуковых изображений. Появились новые модели аппаратов, позволяющие строить ультразвуковые изображения при помощи сквозных сигналов, а не отраженных, как это делается в классических аппаратах УЗИ. Все это привело к новым проблемам – увеличилось количество обрабатываемых данных, а следовательно, увеличилось и время на обработку этих данных. Но в задачах о выявлении некоторых характерных особенностей часто можно обоснованно предполагать, что данные, полученные при исследовании, имеют разреженные представления и, следовательно, можно существенно сократить требования к объему получаемых данных, необходимых для восстановления. Этот объем определяется напрямую от количества плотных образова-

ний (опухолей). Эти соображения актуализируют тему разработки более эффективного алгоритма сбора и анализа данных измерений УЗИ-томографии.

Работа посвящена исследованию и разработке алгоритмов восстановления изображений особых областей по данным ультразвуковой томографии, а также вычислению плотности в этих областях.

# 1. Постановка задачи

## 1.1. Описание УЗИ аппарата

Специалисты из университета в городе Ухань создали прототип УЗИ аппарата для диагностики опухолей молочных желез. Он основан на исследовании сквозных и отраженных ультразвуковых сигналов.

Аппарат имеет цилиндрическую форму, в которую помещается исследуемая область тела (молочные железы) пациента (Рис. 1). Вдоль стенок аппарата 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 групп по 8 – равноудаленные "пустые" датчики (т.е. датчики, которые не испускают сигнал и не слушают его). Работа аппарата на одном срезе происходит следующим образом: каждый из всех 2048-и "непустых" датчиков поочередно испускает сигнал и каждый из оставшихся 2047-и "непустых" датчиков слушает его на протяжении 3750 тактов с частотой 25МГц.

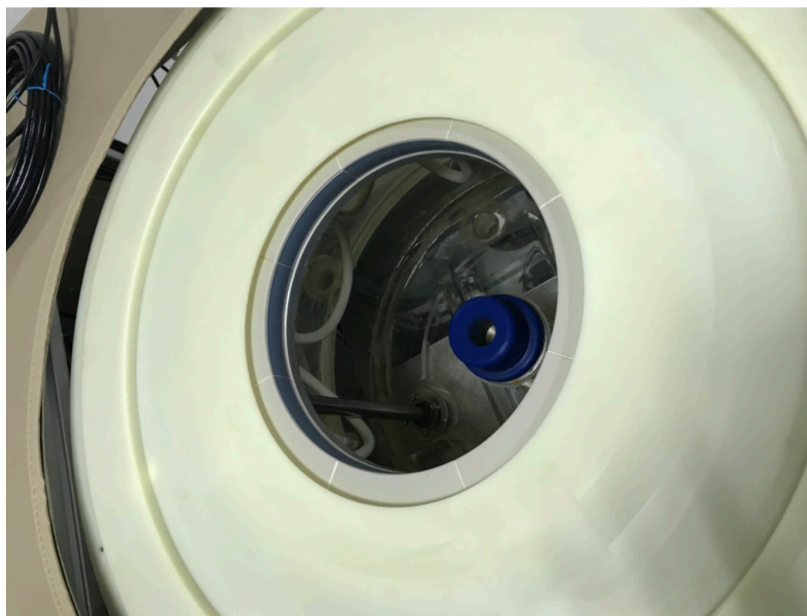


Рис. 1: Прототип аппарата

Рассмотрим проблему восстановления месторасположений опухолей (твердых образований) на основании информации о данных по времени

регистрации датчиками прибывающих ультразвуковых сигналов. Данные, используемые в ходе работы, представляют собой квадратные матрицы time of flight (времени прихода сигнала) для эксперимента, в котором в прибор помещена жидкость с плотностью, схожей с плотностью молочной железы, и объекты, которые нужно восстановить, а также для эксперимента, в котором в прибор помещена только жидкость и объекты для восстановления отсутствуют. Размер этих матриц равен количеству "непустых" датчиков аппарата. Матрицы tof (time of flight) определяют время прохода сигнала от испускающего датчика (номер строки в матрице) к принимающему (номер столбца).

Основная проблема в построении изображений по этим данным с датчиков заключается в том, что объем этих данных велик. Очевидно, что с увеличением количества данных и шага вычислительной сетки, растет и время на регистрацию и обработку этих данных. Это может приводить к новым проблемам, например, к большему зашумлению данных.

Идея работы аппарата основывается на том факте, что среднее значение плотности (здесь и далее под значением плотности подразумевается значение скорости звука) различных тканей в груди заметно различается. (Таблица 1) [5] [8] [3] В связи с этим, значение плотности в особых областях и высокое разрешение восстановленного изображения являются ключом к диагностике рака молочной железы.

Таблица 1: Среднее значение скорости звука в различных тканях

Ткань	Среднее значение скорости звука (м/с)
Жир	1478
Молочная железа	1510
Доброкачественная 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

## 1.2. Постановка задачи

Задача состоит в том, чтобы разработать эффективный алгоритм построения изображений особых областей по данным с датчиков, позволяющий найти баланс между скоростью получения и обработки данных и разрешающей способностью изображений, а также найти плотность в этих областях. Для достижения необходимого результата были сформулированы следующие задачи:

- изучить модель аппарата, сделать обзор существующих решений;
- разработать и реализовать алгоритм восстановления изображения по данным из датчиков;
- смоделировать данные для тестирования алгоритма (посчитать time of flight для картинки);
- разработать и реализовать алгоритм нахождения скорости звука в особых областях;
- запустить алгоритм на реальных данных;

## **2. Обзор литературы и существующих решений**

### **2.1. Алгоритмы для нового аппарата УЗИ**

Работа была проделана для аппарата, описанного в Главе 1.1.

Для построения изображения в ультразвуковой томографии могут применяться такие методы, как «отраженная визуализация», «визуализация скорости звука» и «визуализация ослабления». В «отраженной визуализации» используются отраженные сигналы, генерируемые при взаимодействии ультразвука с плотными тканями, для отображения границ тканей. В «визуализации скорости звука», напротив, рассматриваются сквозные сигналы. Основная идея этого метода заключается в визуализации скорости звука, путем восстановления распределения скоростей в исследуемой области [7]. «Визуализация ослабления» выполняется путем восстановления коэффициентов ослабления опухоли [9] [1]. Результаты, полученные для первых двух алгоритмов на данном аппарате следующие:

#### **Отраженная визуализация**

На Рис. 2 изображены результаты применения алгоритма отраженной визуализации в сравнении с магнитно-резонансной томографией (МРТ). Слева находится восстановленное «отраженное» изображение груди, справа – МРТ снимок. Можно заметить, что полученное «отраженное» изображение не сильно уступает МРТ. На Рис. 3 показано «отраженное» изображение сердца свиньи, которое явно задает его анатомическую структуру



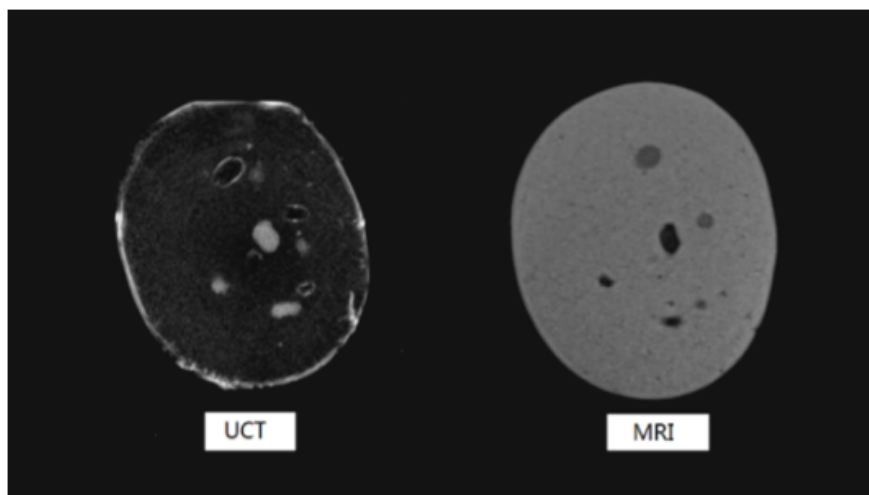


Рис. 2: «Отраженное» изображение груди в сравнении с МРТ снимком

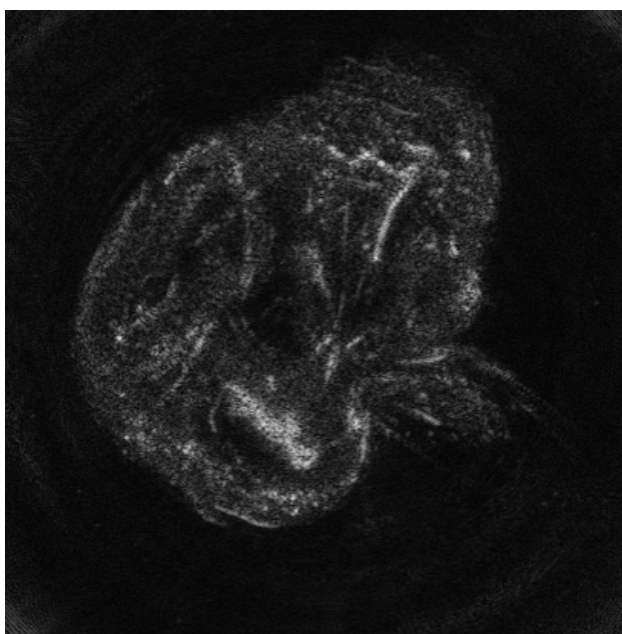


Рис. 3: «Отраженное» изображение сердца свиньи

### **Визуализация скорости звука**

Для реализации алгоритма визуализации скорости звука использовалась модель аппарата с 72 датчиками и диаметром кольца датчиков равным 40 мм. Как показано на Рис. 4(а), в модели имеются 4 плотных образования (в рассмотренном примере 4 шарика), которые алгоритм должен находить. Скорость звука, размер и другие параметры шариков указаны в Таблице 2. Из Рис. 4(б) видно, что алгоритм находит толь-

ко два одинаковых шарика с большим радиусом и большей скоростью звука. Из чего следует, что этот алгоритм нуждается в улучшении.

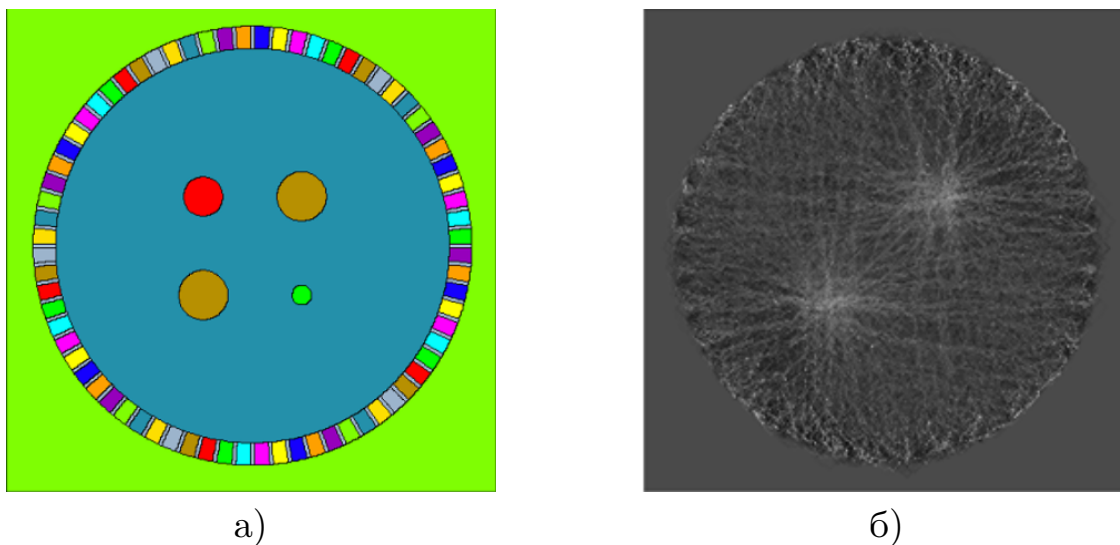


Рис. 4: Восстановление изображения скорости звука

Таблица 2: Параметры шариков

Position of circle center/color	Diameter (mm)	Material/Speed (m/s)
(5,5)/yellow	5	Nylon/2600
(-5,5)/red	4	Breast/1510
(-5,-5)/yellow	5	Nylon/2600
(5,-5)/green	2	Liver tumor/1579
-/blue	-	Water/1495

## 2.2. Рандомизированный алгоритм

В этом алгоритме использовалась модель аппарата, похожего на тот, что описан в главе 1.1, однако в нем отсутствуют пустые датчики и количество датчиков в нем заметно отличается. Рассматривался случай с 100 датчиками. В нем описывается метод внедрения compressive sensing в применяемые алгоритмы по сбору и обработке данных [10].

Алгоритм хорош тем, что дал положительные результаты при маломасштабных моделях, сокращая объем данных до 68%.

В работе были предложены следующие способы проектирования матрицы измерений:

- Базовый – матрица заполняется тремя различными числами с разной вероятностью. Для этого метода нужны все данные с датчиков.
- Равновероятный отсев данных – часть случайных столбцов будет равна нулю.
- Отсев проекций - столбцы, описывающие датчики, принявшие сигнал от какого-то датчика будут равны нулю.
- Точечный выбор данных – в каждой строке один нецелевой элемент.

Полученный в ходе работы алгоритм был применен ко всем вариантам проектирования матрицы измерений. В таблице 3 показаны результаты эксперимента на программной стимуляции для всех 4-х вариантов проектирования матрицы измерений.

Таблица 3:

Матрица измерений	SNR, dB	RMSE, м/с
Базовая матрица	$23.89 \pm 0.06$	$181.89 \pm 1.30$
Равновероятный отсев	$23.84 \pm 0.06$	$183.06 \pm 1.34$
Отсе проекций	$23.77 \pm 0.07$	$184.59 \pm 1.48$
Точечный выбор данных	$23.80 \pm 0.04$	$184.15 \pm 0.85$
Исходный алгоритм	23.68	183.36

RMSE (Root Mean Square Error) – среднеквадратичное отклонение.  
 SNR (signal-to-noise ratio) – отношение сигнал/шум. Величина, равная отношению мощности полезного сигнала к мощности шума

Этот алгоритм будет давать хорошие результаты на маломасштабных моделях. На моделях с большим количеством датчиков алгоритм работает значительно хуже.

## 2.3. Решение систем линейных уравнений

Большинство уже существующих работ на схожие темы основываются на решении систем линейных уравнений [1] [6]. В связи с этим, в рамках работы был также рассмотрен алгоритм восстановления изображений особых областей с помощью решения систем линейных уравнений.

Чтобы восстановить модель, необходимо найти параметры среды, в которой проводится исследование, иными словами, восстановить ультразвуковое изображение – составить карту плотностей. Для этого нужно иметь точную модель, а уже по ней проводить измерения и по ним строить неизвестную модель, которую в последствии нужно сравнить с исходной. По причине отсутствия реальных данных, данные используемые в этом решении были смоделированы с помощью картинок, по которым строились матрицы  $\text{tof}$  (времени прихода).

Модель аппарата, для которой был рассмотрен данный алгоритм была схожа с моделью аппарата, описанного в Главе 1.1, за исключением количества датчиков (их в данной модели было 1024) и отсутствия "пустых" датчиков. Также работа аппарата происходила несколько иначе: каждый из 1024 датчиков испускал сигнал и 10 диаметрально противоположных его принимали. Смоделированные и восстановленные изображения имели размер  $100 \times 100$  пикселей. Ниже описан алгоритм основанный на решении систем линейных уравнений.

Уравнение времени прохождения УЗИ сигнала от датчика-источника к датчику-приемнику можно представить следующим образом:

$$Y = A * X, \quad (1)$$

где  $X$  – вектор  $[10000 \times 1]$ , равный скорости прохождения сигнала в  $i$ -ом пикселе. Вектор  $X$  находится непосредственно из изображений срезов.

$A$  – это матрица  $[10240 \times 10000]$ .

$$A_{i,j} = \begin{cases} 1, & \text{если сигнал между } i\text{-ой парой датчиков проходит} \\ & \text{через пиксель } j, \\ 0, & \text{иначе} \end{cases}$$

Для построения матрицы  $A$ , нужно было для начала найти координаты всех датчиков. Далее, для каждого датчика и 10 парных с ним нужно построить уравнение прямой. Затем, перебрав одну из координат пикселей, с помощью уравнения прямой можно найти все возможные вторые координаты пикселей, такие, что прямая будет пересекать такой пиксель. Т.к. выбор координаты, по которой будет осуществляться перебор, ни на что не влияет, поэтому в алгоритме перебор осуществлялся по координате  $x$ . Тогда для всех координат  $y$ , удовлетворяющих соотношению:

$$f(x + 1) - 1 < y < f(x) \quad (2)$$

или соотношению

$$f(x) - 1 < y < f(x + 1) \quad (3)$$

(где  $f(x)$  - уравнение прямой, проходящей через заданные датчики) для заданного  $x$ , прямые  $y = f(x)$  будут пересекать пиксели с координатами  $(x, y)$ .

$Y$  – вектор  $[10240 \times 1]$ , строится по уравнению (3)

Имея значения вектора  $Y$  и матрицы  $A$ , неизвестная  $X1$  находилась с помощью метода наименьших квадратов:

$$X1 = (A^T * A)^{-1} * A^T * Y. \quad (4)$$

Как можно заметить, размер восстановленного изображения довольно маленький, что вследствие может послужить большой проблемой для работы врачей, т.к. размер изображения играет важную роль в диагностике рака молочной железы. Достижение большего размера изображения приводит к необходимости высоких вычислительных ресурсов и большего времени работы.

### 3. Описание предлагаемого решения

#### 3.1. Алгоритм восстановления изображения

##### 3.1.1. Описание алгоритма восстановления изображения

Алгоритм основывается на том, что время прохода сигнала между двумя датчиками, прошедшего через особую область отличается от времени прохода сигнала между теми же датчиками в эксперименте, в котором объекты для восстановления отсутствуют.

Алгоритм представляет собой последовательность следующих шагов:

1. Фиксируется испускающий датчик из всех еще не рассмотренных "непустых" датчиков.
2. Отрезки между всеми парами датчиков, между которыми  $\text{tof}$  (время прихода сигнала) равен  $\text{tof}$  в эксперименте без объектов (т.е. на пути у сигнала не встретились особые области), закрашиваются. (Рис. 5)
3. Выполняются пункты 1 и 2 для всех еще не рассмотренных испускающих датчиков. (Рис. 6)

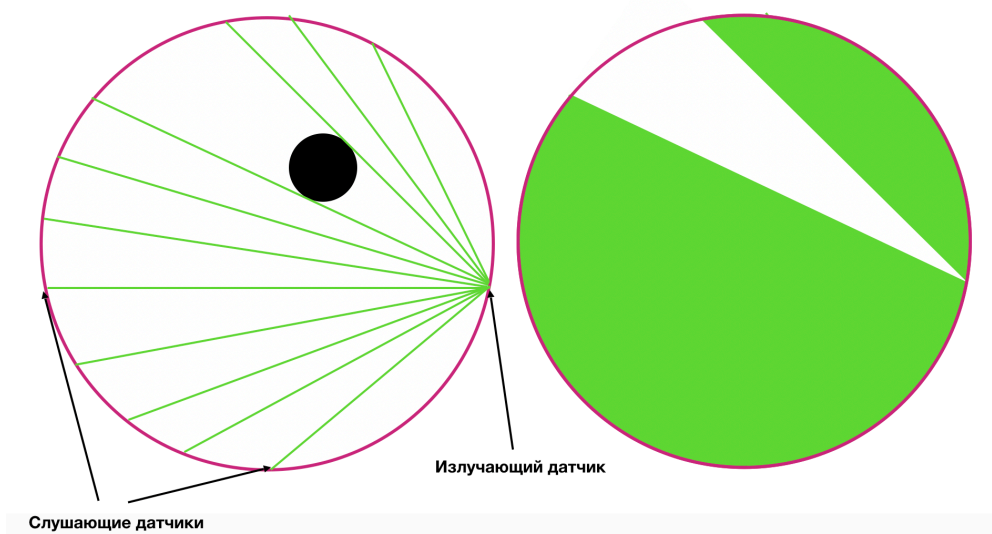


Рис. 5: Результат выполнения пункта 2

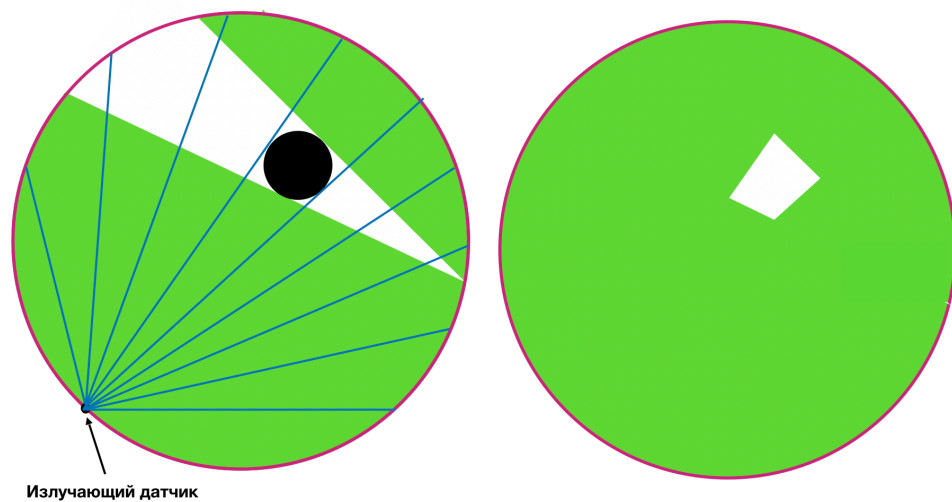


Рис. 6: Результат выполнения пункта 3

Выполнив выше описанные действия для всех 2048 "непустых" датчиков получится изображение, в котором не закрашенные пиксели соответствуют точкам особых областей. (Рис. 7)

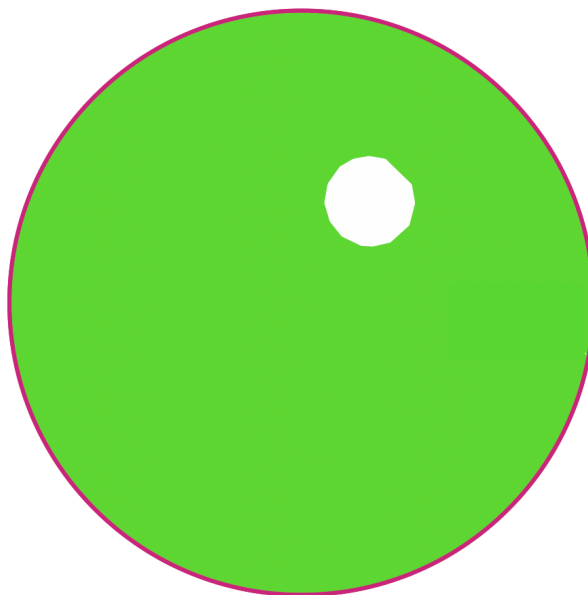


Рис. 7: Изображение, полученное после выполнения всех шагов алгоритма

### 3.1.2. Особенности реализации алгоритма

Главным недостатком выше описанного алгоритма является время его работы. Именно поэтому была предложена следующая реализация алгоритма.

Т.к. в большинстве случаев не закрашиваемая область значительно меньше закрашиваемой, было решено инкрементировать массив пикселей, на отрезке между датчиками, в которых значение  $\text{tof}$  не равно значению  $\text{tof}$  для эксперимента без объектов.

Для инкрементирования значения пикселей, ввиду своего быстрого действия, использовался целочисленный алгоритм Брезенхема. Проблема, с которой столкнулся алгоритм состояла в следующем: значение пикселей, находящихся ближе к испускающему датчику значительно превышало значение пикселей, находящихся ближе к принимающему датчику. Это было обусловлено пересечением отрезков, вследствие чего значения в некоторых пикселях инкрементировалось большее число раз чем в других. Были предложены два способа решения этой проблемы:

- Первый способ решения проблемы состоит в следующем: предложено вести массив значений увеличений пикселя для каждого испускающего датчика. В этом случае для каждого испускающего датчика все пиксели через которые проходит сигнал из него увеличиваются не более чем на единицу. Если на пути между испускающим и принимающим датчиком не встретилось особых областей, то никакие действия с пикселями не совершаются. В противном случае определяется было ли инкрементировано значение рассматриваемого пикселя при том же испускающем датчике при помощи массива значений увеличения пикселя. Если окажется, что значение пикселя уже был инкрементировано тем же датчиком, то его значение не изменяется, иначе - инкрементируется.

Недостатком выше описанного способа реализации служит большой объем используемой памяти (размер массива значений увеличений пикселя для каждого испускающего датчика –  $[2000 \times 2000 \times 2048]$ ).



- Для экономии используемой памяти был предложен еще один способ реализации алгоритма. В нем не используется массив значений увеличений пикселя и для решения описанной выше проблемы была исследована зависимость. В ходе экспериментов было выявлено, что число, на которое увеличивается значение пикселя во время рассмотрения одного испускающего датчика, убывает примерно линейно на прямой от испускающего датчика к принимающему. Вследствии чего в этой реализации алгоритм Брезенхема увеличивал значение ближайших 15 пикселей к испускающему датчику на прямой на 1, следующие 15 пикселей на прямой – на 2, и т.д. до последнего пикселя на прямой у принимающего датчика.

Выше описанная реализация намного лучше первой в объеме затрачиваемой памяти, однако она немного уступает первой в точности восстановленного изображения.

В конце работы как первого, так и второго алгоритма закрашиваются только те пиксели, в которых значение превысило пороговое. В ходе экспериментов было выявлено, что для смоделированной матрицы tof пороговое значение в первой реализации примерно равно половине количества испускающих датчиков, а во второй – количеству испускающих датчиков умноженному на 30. В остальных случаях пороговое значение зависит от достоверности матрицы tof.

### **3.1.3. Результаты работы алгоритма**

Алгоритм был протестирован как на смоделированных данных, так и на реальных данных, полученных с помощью аппарата УЗИ.

Для тестирования алгоритма были смоделированы данные time of flight для Рис. 8. Восстановленные изображения Рис. 8 первого способа реализации алгоритма при различных значениях порога закрашиваемости в случае, когда 50 и 70 произвольных датчиков испускают сигнал и все 2048 его слушают показаны на Рис. 9 и Рис. 10 соответственно.

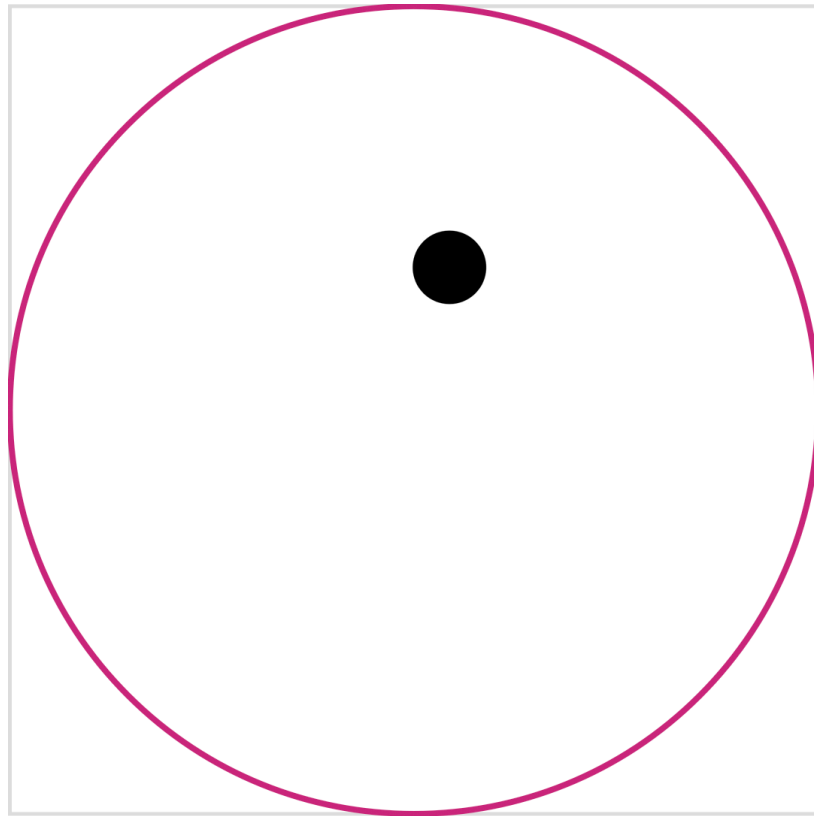


Рис. 8: Изображение для моделирования данных tof

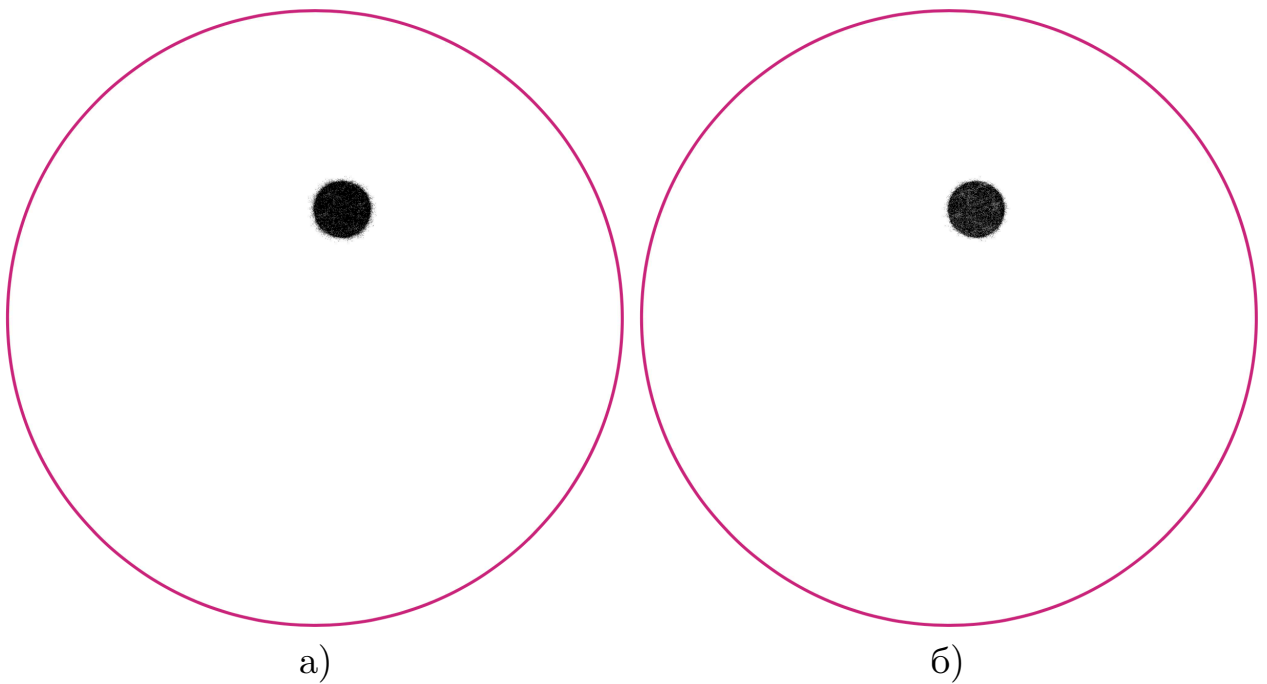


Рис. 9: Восстановленные изображения первого алгоритма с 50 испускающими датчиками и пороговыми значениями 25(а), 27(б)

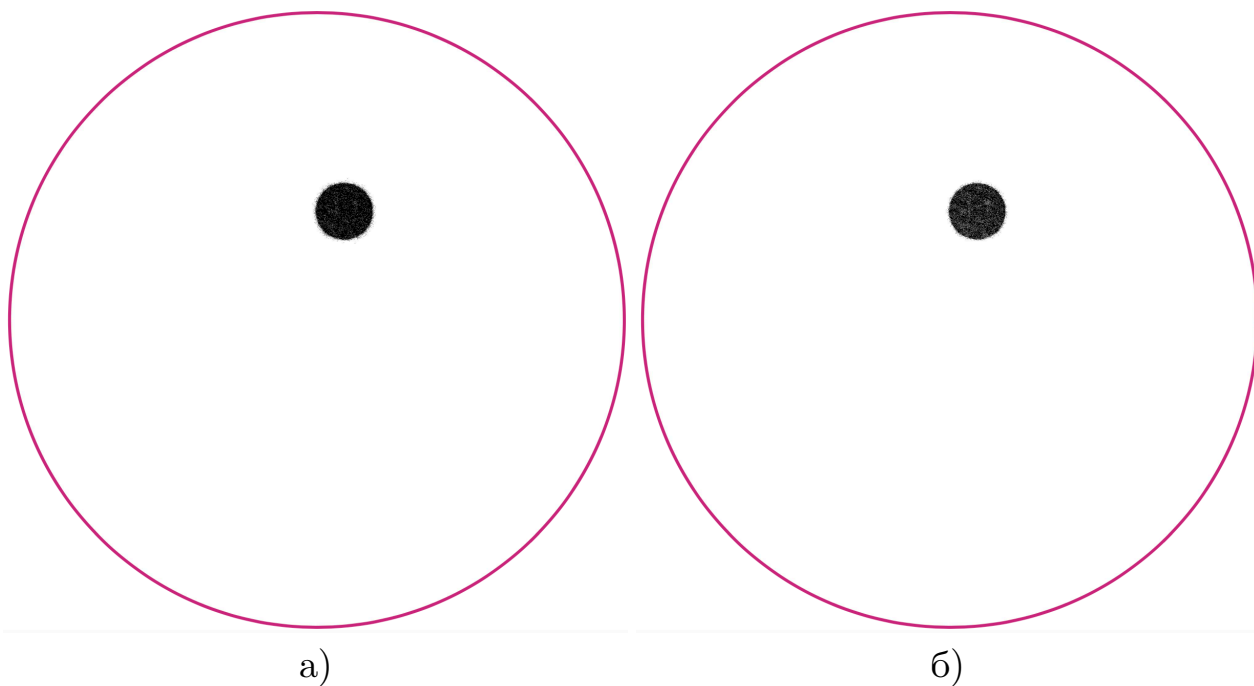


Рис. 10: Восстановленные изображения первого алгоритма с 70 испускающими датчиками и пороговыми значениями 35(а), 37(б)

Восстановленные изображения второго способа реализации алгоритма показаны на Рис. 11 и Рис. 12 соответственно.

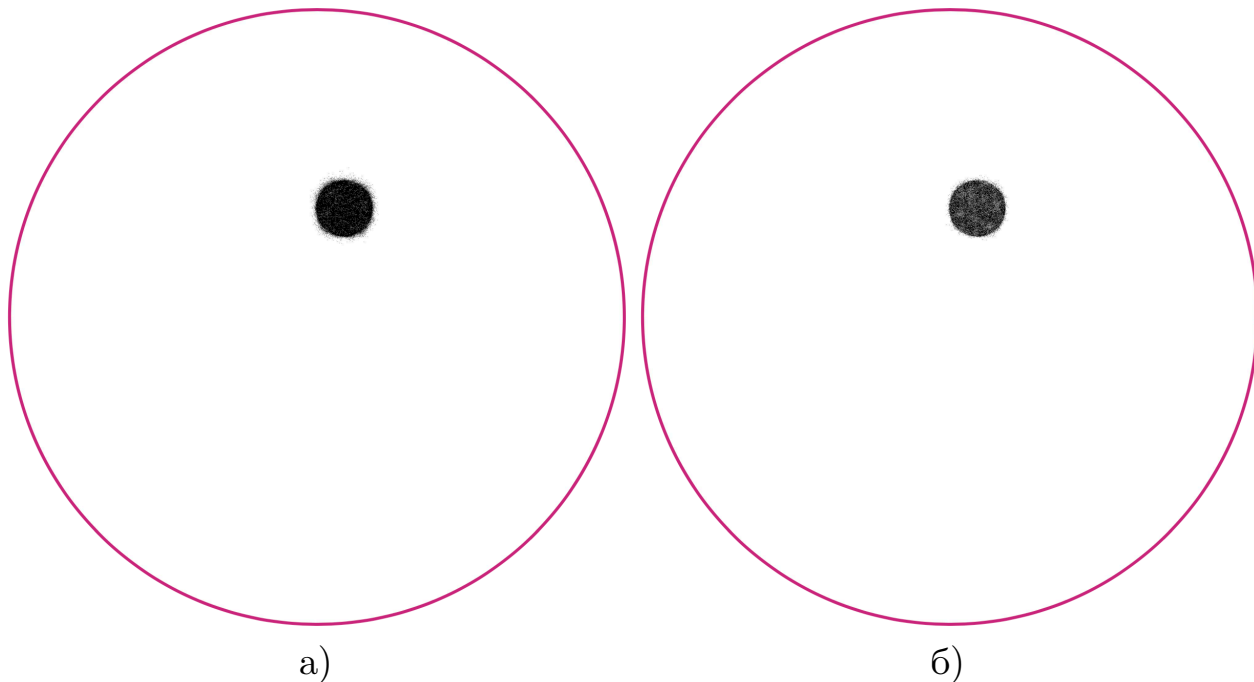


Рис. 11: Восстановленные изображения второго алгоритма с 50 испускающими датчиками и пороговыми значениями 1500(а), 1700(б)

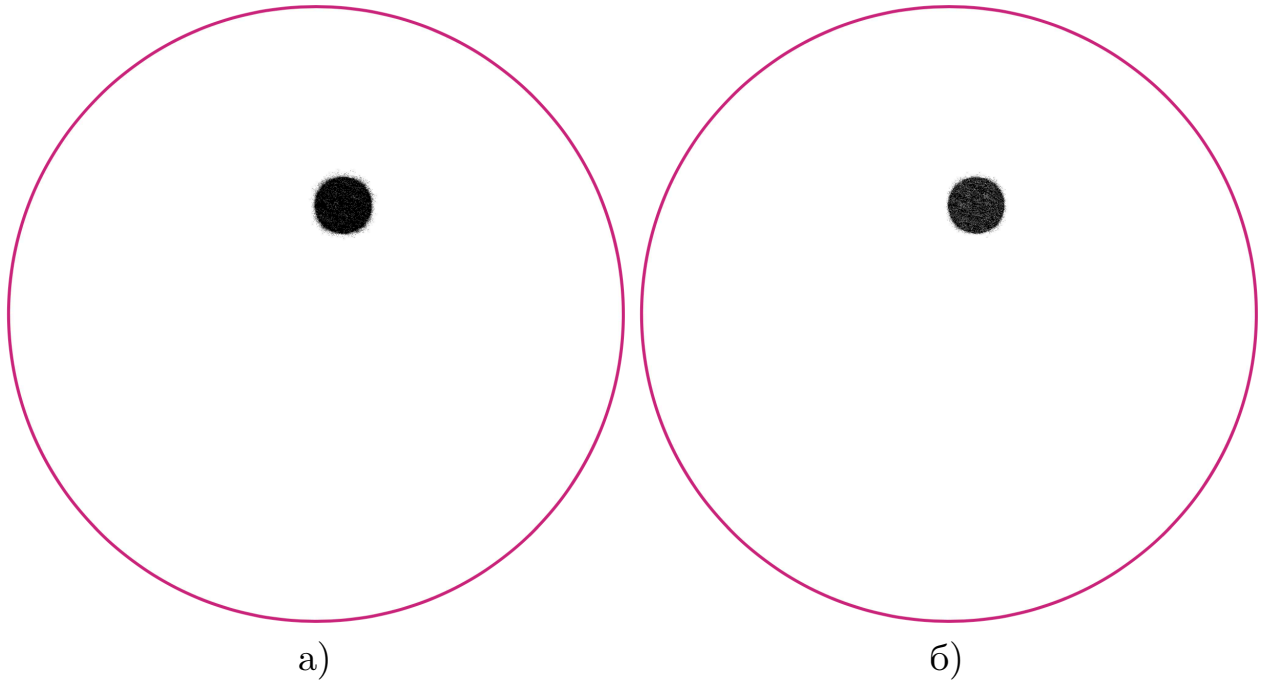


Рис. 12: Восстановленные изображения второго алгоритма с 70 испускающими датчиками и пороговыми значениями 2000(а), 2200(б)

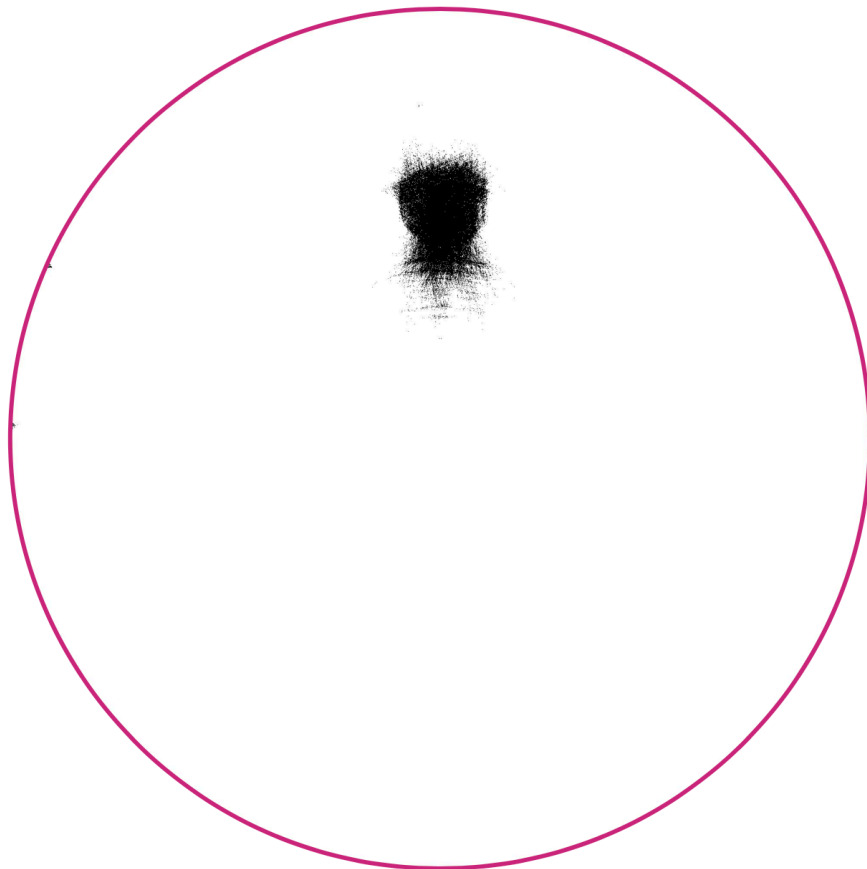


Рис. 13: Восстановленное изображение реальных данных

Алгоритм также был протестирован на данных времени пролета, полученных с помощью УЗИ аппарата, описанного в Главе 1.1. В эксперименте, по которому были составлены данные time of flight, каждый восьмой датчик испускал сигнал и все датчики, исключая ближайшие 600 датчиков слева и справа, принимали сигнал. Данные с ближайших датчиков не принимались во внимание ввиду их искаженности. Результат работы алгоритма на реальных данных эксперимента показан на Рис. 13.

## 3.2. Алгоритм вычисления плотности в особых областях

### 3.2.1. Случай произвольного падения луча

После того как изображение было восстановлено, и, следовательно, форма объекта стала известна, последующей задачей стало нахождение плотности этого объекта. Для этого были предоставлены данные tof не только сквозных сигналов, но также и отраженных.

На Рис. 14 показана траектория отраженного ( $\vec{AN}$ ,  $\vec{NR}$ ) и преломленного ( $\vec{AN}$ ,  $\vec{NM}$ ,  $\vec{MB}$ ) лучей.

Алгоритм нахождения плотности включает в себя следующие этапы:

1. Для поиска точки отражения осуществляется перебор всех точек объекта (закрашенные пиксели на восстановленном изображении). Точка  $N$  из них берется та, для которой значение  $\|\vec{AN}\| + \|\vec{NR}\|$  ближе всего к значению произведения плотности жидкости, которая помещена в аппарат, на tof для отраженного сигнала между датчиками, соответствующими точкам  $A$  и  $R$ .
2. Далее осуществляется перебор плотностей (скоростей звука) в объекте на диапазоне, полученном из Таблицы 1.
3. Из закона Снеллиуса следует, что:

$$C * \sin\beta = C_{water} * \sin\alpha \quad (5)$$

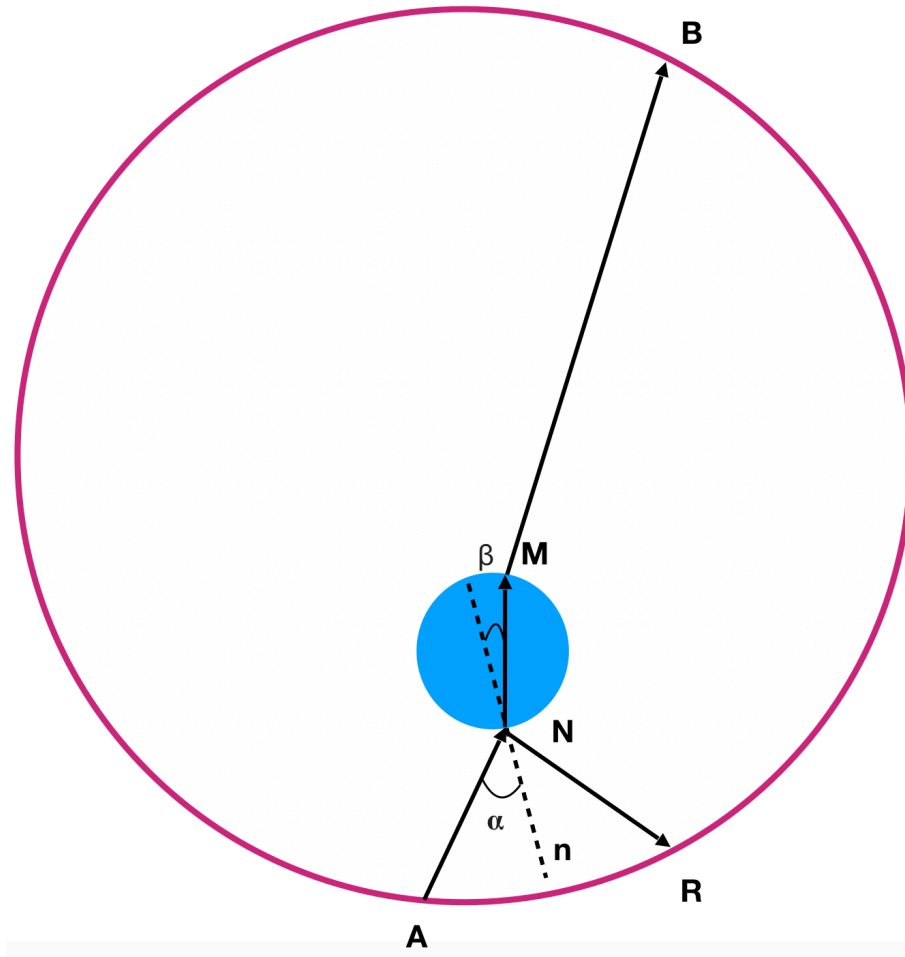


Рис. 14: Траектория отраженного и преломленного сигнала

где  $C$  - скорость звука в особой области,  $C_{water}$  - скорость звука в воде.

Из равенства (6) вычисляется угол  $\beta$ , по нему строится вектор  $\vec{NM}$ , и, следовательно, вычисляется вторая точка преломления  $M$ .

4. Точка  $B$  известна (это координата датчика, принимающего сквозной сигнал). Из всех плотностей, по которым осуществлялся перебор, за плотность берется та, для которой значение

$$\left| \frac{(\|\vec{AN}\| + \|\vec{MB}\|)}{C_{water}} + \frac{\|\vec{NM}\|}{C} - tof[a, b] \right|, \quad (6)$$

где  $tof[a, b]$  значение времени прохождения сквозного сигнала между датчиками, соответствующими точкам  $A$  и  $B$ , минимально.

5. Усреднение значения плотности при разных испускающих датчиках.

### 3.2.2. Случай перпендикулярного падения луча

В случае перпендикулярного падения луча к поверхности особой области, выше описанный алгоритм можно заметно упростить. На Рис. 15 показано поведение сигнала для случая перпендикулярного падения луча. При падении луча перпендикулярно к поверхности особой области, отраженный луч попадет в испускающий датчик, а угол преломления  $\beta$  равен нулю.

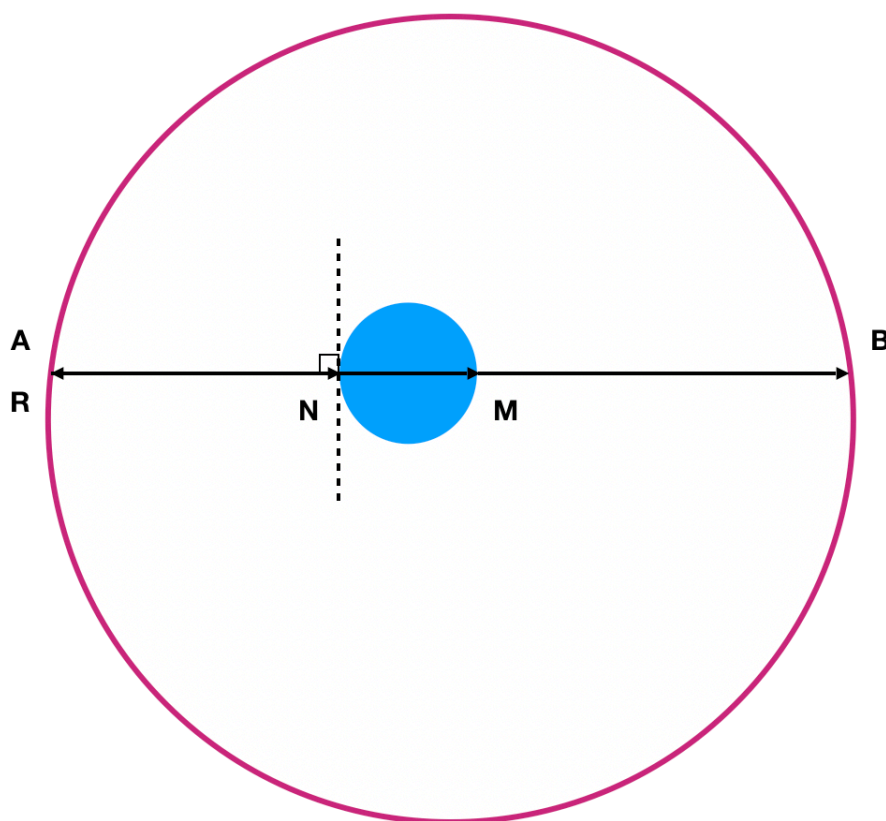


Рис. 15: Траектория отраженного и преломленного сигнала в случае перпендикулярного падения луча

На Рис. 15 можно заметить, что сигнал проходит расстояние от точки  $M$  до точки  $N$  с постоянной скоростью  $C$ , которую необходимо найти, а отрезки  $AN$  и  $MB$  он проходит с постоянной скоростью  $C_{water}$ . Из этого следует:

$$\frac{(\|\vec{AN}\| + \|\vec{MB}\|)}{C_{water}} + \frac{\|\vec{NM}\|}{C} = \text{tof}[a, b] \quad (7)$$

где  $\text{tof}[a, b]$  - время прохода сигнала из датчика  $a$  (соответствующему точке  $A$ ) к датчику  $b$  (соответствующему точке  $B$ ).

В равенстве (7) все переменные, кроме  $C$  известны (точки  $N$  и  $M$  можно найти пройдя по линии, проходящей через точки  $A$  и  $B$  и найдя первый и последний закрашенный пиксель на линии). Следовательно, скорость звука в особой области можно найти выразив  $C$  из равенства (7).

### 3.2.3. Результаты работы алгоритма

Алгоритм для случая перпендикулярного падения луча был протестирован на четырех разных экспериментах. Ниже приведены значения плотности, полученные в различных экспериментах и при разных испускающих датчиках. Во всех случаях диаметр кольца из датчиков равен 22 см.

1. Радиус особой области равен 5 см. Расположение объекта показано на Рис. 16

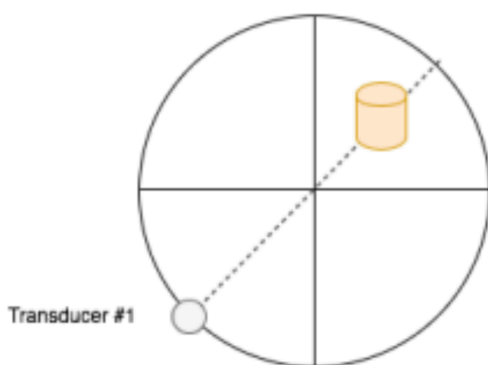


Рис. 16: Расположение объекта в первом эксперименте

Значения полученных плотностей для данного эксперимента показаны в Таблице 4. (В левой колонке в таблице показаны номера испускающего и принимающего датчиков, с помощью которых алгоритм находил плотность)



Таблица 4: Найденные значения скорости звука в первом эксперименте

Номера датчиков	Значение скорости звука
испускающий – 15, принимающий – 1039	1590.4372
испускающий – 1000, принимающий – 1024	1590.4372
испускающий – 33, принимающий – 1057	1588.4162

2. Радиус особой области равен 5 см. Расположение объекта показано на Рис. 17

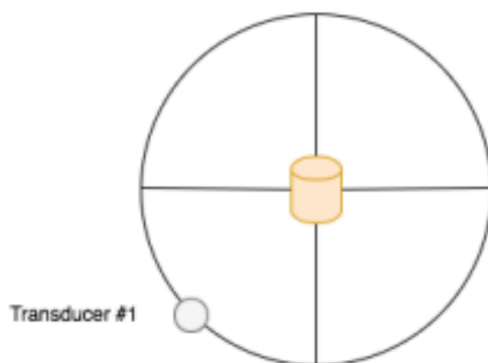


Рис. 17: Расположение объекта во втором эксперименте

Значения полученных плотностей для данного эксперимента показаны в Таблице 5.

Таблица 5: Найденные значения скорости звука в первом эксперименте

Номера датчиков	Значение скорости звука
испускающий – 515, принимающий – 1539	1596.996171
испускающий – 510, принимающий – 1534	1607.26334
испускающий – 511, принимающий – 1535	1611.407274

3. Радиус особой области равен 2 см. Расположение объекта показано на Рис. 16

Значения полученных плотностей для данного эксперимента показаны в Таблице 6.

Таблица 6: Найденные значения скорости звука в первом эксперименте

Номера датчиков	Значение скорости звука
испускающий – 511, принимающий – 1535	1685.3745091
испускающий – 514, принимающий – 1538	1630.4172361
испускающий – 513, принимающий – 1537	1619.8530905

4. Радиус особой области равен 2 см. Расположение объекта показано на Рис. 18

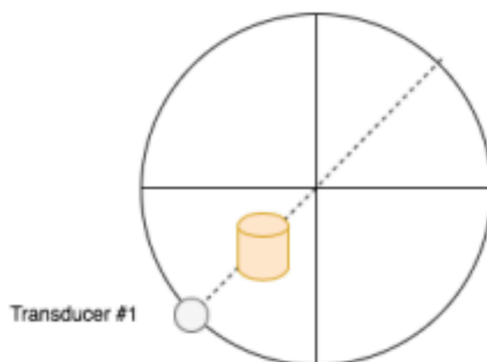


Рис. 18: Расположение объекта в третьем эксперименте

Значения полученных плотностей для данного эксперимента показаны в Таблице 7.

Таблица 7: Найденные значения скорости звука в первом эксперименте

Номера датчиков	Значение скорости звука
испускающий – 1537, принимающий – 513	1619.8530905
испускающий – 1538, принимающий – 514	1614.622189
испускающий – 1535, принимающий – 511	1651.9643655

Как можно видеть из выше представленных таблиц, значение плотностей для каждого эксперимента, полученных с помощью алгоритма при разных испускающих и принимающих датчиках, в большинстве случаев примерно равны. Исключение составляют случаи, когда данные time of flight (времени пролета сигнала), используемые в алгоритме, искажены. К примеру, в третьем эксперименте при испускающем датчике, равном 511 и принимающем, равном 1535, плотность заметно отличается, что

обусловлено искаженностью данных time of flight в этом эксперименте. (Таблица 6) Т.к. искаженных данных значительно меньше, чем достоверных, усреднение значения по всем полученным плотностям позволяет решить эту проблему.

# Заключение

В рамках курсовой работы были решены следующие задачи:

- Произведён анализ предметной области, изучена модель аппарата, сделан обзор существующих решений.
- Разработан алгоритм восстановления изображений особых областей по данным ультразвуковой томографии:
  - Реализованы и протестированы два подхода к реализации выше описанного алгоритма.
- Смоделированы данные time of flight(времени пролета) сквозных сигналов для тестирования алгоритма восстановления изображения.
- Разработаны и реализованы два алгоритма нахождения плотности особых областей.
- Получены результаты применения алгоритма как на смоделированных данных, так и на данных, полученных с помощью работы аппарата ультразвуковой томографии.

## Список литературы

- [1] Frequency-domain ultrasound waveform tomography breast attenuation imaging / G. Y. Sandhu, C. Li, O. Roy et al.— Proceedings of the SPIE, 2016. — URL: [https://www.researchgate.net/publication/300330892\\_Frequency-domain\\_ultrasound\\_waveform\\_tomography\\_breast\\_attenuation\\_imaging](https://www.researchgate.net/publication/300330892_Frequency-domain_ultrasound_waveform_tomography_breast_attenuation_imaging).
- [2] Ghoncheh M., Pournamdar Z., Salehiniya H. Incidence and Mortality and Epidemiology of Breast Cancer in the World.— Asian Pacific journal of cancer prevention: APJCP, 2012.— URL: [https://www.researchgate.net/publication/315982294\\_Incidence\\_and\\_Mortality\\_and\\_Epidemiology\\_of\\_Breast\\_Cancer\\_in\\_the\\_World](https://www.researchgate.net/publication/315982294_Incidence_and_Mortality_and_Epidemiology_of_Breast_Cancer_in_the_World).
- [3] In vivo breast sound-speed imaging with ultrasound tomography / C. Li, N. Duric, P. Littrup, L. Huang.— Ultrasound in medicine and biology, 2009. — URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19647920?dopt=Abstract>.
- [4] Kolb TM, Lichy J., Newhouse JH. 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. — URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12355001?dopt=Abstract>.
- [5] 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. — URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4719257?dopt=Abstract>.
- [6] Krueger M., Pesavento A., Ermert H. Modified time-of-flight tomography concept for ultrasonic breast imaging.— Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium, 1996.— URL: [https://www.researchgate.net/publication/3685864\\_Modified\\_time-of-flight\\_tomography\\_concept\\_for\\_ultrasonic\\_breast\\_imaging](https://www.researchgate.net/publication/3685864_Modified_time-of-flight_tomography_concept_for_ultrasonic_breast_imaging).

- [7] Nebeker Jakob, Nelson Thomas R. Imaging of Sound Speed Using Reflection Ultrasound Tomography.— Journal of ultrasound in medicine: official journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine, 2012.— URL: [https://www.researchgate.net/publication/230741569\\_Imaging\\_of\\_Sound\\_Speed\\_Using\\_Reflection\\_Ultrasound\\_Tomography](https://www.researchgate.net/publication/230741569_Imaging_of_Sound_Speed_Using_Reflection_Ultrasound_Tomography).
- [8] Ophir J., Lin T. A calibration-free method for measurement of sound speed in biological tissue samples.— IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 1988.— URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18290189?dopt=Abstract>.
- [9] Sound-speed and attenuation imaging of breast tissue using waveform tomography of transmission ultrasound data / R.G. Pratt, Lianjie Huang, Neb Duric, Peter J Littrup.— 2007.— URL: [https://www.researchgate.net/publication/252249733\\_Sound-speed\\_and\\_attenuation\\_imaging\\_of\\_breast\\_tissue\\_using\\_waveform\\_tomography\\_of\\_transmission\\_ultrasound\\_data](https://www.researchgate.net/publication/252249733_Sound-speed_and_attenuation_imaging_of_breast_tissue_using_waveform_tomography_of_transmission_ultrasound_data).
- [10] Сенин И.И. Рандомизированный алгоритм при обработке данных ультразвуковых исследований.— Стохастическая оптимизация в информатике, 2016.— URL: <https://elibrary.ru/item.asp?id=25987086>.