

(19)



**Евразийское
патентное
ведомство**

(11) **036092**

(13) **B1**

(12) **ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОМУ ПАТЕНТУ**

(45) Дата публикации и выдачи патента
2020.09.25

(21) Номер заявки
201800474

(22) Дата подачи заявки
2018.07.18

(51) Int. Cl. *A61B 8/13* (2006.01)
A61B 8/15 (2006.01)
G01H 3/12 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01)

(54) **СПОСОБ ПОЛУЧЕНИЯ 3D УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ТОМОГРАФИЧЕСКИХ
ИЗОБРАЖЕНИЙ И УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЕГО ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ**

(43) **2020.01.31**

(96) **2018000090 (RU) 2018.07.18**

(71)(72)(73) Заявитель, изобретатель и
патентовладелец:

**ГОНЧАРСКИЙ АНТОН
АЛЕКСАНДРОВИЧ; ГОНЧАРСКИЙ
АЛЕКСАНДР ВЛАДИМИРОВИЧ;
ДУРЛЕВИЧ СВЯТОСЛАВ
РАДОМИРОВИЧ; ОВЧИННИКОВ
СЕРГЕЙ ЛЬВОВИЧ; РОМАНОВ
СЕРГЕЙ ЮРЬЕВИЧ; СЕРЁЖНИКОВ
СЕРГЕЙ ЮРЬЕВИЧ; ЧЕРНЫШЁВ
АЛЕКСЕЙ ВАСИЛЬЕВИЧ (RU)**

(56) US-A1-20070282200
US-A1-20170086788
US-A1-20130018591

(57) В изобретении способ и устройство для получения трёхмерных томографических изображений внутренней структуры молочной железы в медицине относятся к области неинвазивной медицинской диагностики. В соответствии с формулой изобретения описывается способ получения трёхмерных томографических изображений внутренней структуры молочной железы с использованием низкочастотных ультразвуковых источников. Для реализации способа прошедшие и отражённые ультразвуковые волны регистрируются линейным массивом приёмников, расположенным на ротационной подвижке. Реконструкция трёхмерного скоростного разреза осуществляется с помощью GPU-кластера, входящего в состав ультразвукового томографа.

B1

036092

**036092
B1**

Томографические методы исследования широко используются в настоящее время в таких областях, как неразрушающий контроль промышленных изделий, контроль технологических процессов и т.п. Современная медицина немыслима без использования томографических методов диагностики, таких как магнитно-резонансная томография (МРТ), электрон-позитронная томография, рентгеновская томография. В медицине наиболее широко используются именно рентгеновские томографы. Пространственное разрешение современных рентгеновских томографов составляет 1-2 мм, а разрешение по плотности - порядка 1%. К недостаткам всех томографов можно отнести их высокую цену. Рентгеновские томографы, несмотря на все свои достоинства, нельзя использовать для регулярных обследований из-за высокой лучевой нагрузки. Современной тенденцией в медицине является отказ от использования ионизирующего излучения.

В связи с этим представляют большой интерес разработки ультразвуковых томографов, которые в настоящее время интенсивно ведутся в США, Европе, Японии, России. Интенсивные исследования в этой области ведутся более 10 лет. На настоящий момент промышленно выпускаемых ультразвуковых томографов не существует. Большая часть разработок посвящена диагностике рака молочной железы. Разработки находятся на стадии исследования на макетах и опытных образцах (N. Duric, P. Littrup, L. Poulou, A. Babkin, R. Pevzner, E. Holsapple, O. Rama, C. Glide, Detection of breast cancer with ultrasound tomography: First results with the Computed Ultrasound Risk Evaluation (CURE) prototype, Med. Phys. 34 (2007) 773-785, J. Wiskin, D.T. Borup, S.A. Johnson, M. Berggren, Non-linear inverse scattering: High resolution quantitative breast tissue tomography, J. Acoust. Soc. Am. 131 (2012) 3802-3813; H. Gemmeke, A. Menshikov, D. Tchernikovski, L. Berger, G. Gobel, M. Birk, M. Zapf, N.V. Ruitter, Hardware Setup for the Next Generation of 3D Ultrasound Computer Tomography, IEEE NSS MIC 2010).

Разработка ультразвуковых томографов сопряжена с целым рядом трудностей. По сравнению с рентгеновской томографией обратные задачи ультразвуковой томографии являются намного более сложными. Рентгеновское излучение является уникальным, поскольку коэффициент преломления рентгеновского излучения в любом материале практически равняется единице, что означает отсутствие рефракции. Обратные задачи рентгеновской томографии можно рассматривать как двумерные и производить исследование трёхмерных объектов по слоям. Это означает, что исследование трёхмерного объекта в рентгеновской томографии сводится к набору независимых двумерных обратных задач в каждом слое. Возникающие обратные задачи являются линейными, разработка алгоритмов решения линейных двумерных задач не представляет проблемы, алгоритмы легко реализуются на персональном компьютере. В ультразвуковой томографии ситуация намного сложнее. Математическая модель должна учитывать такие эффекты как дифракцию, рефракцию, переотражение волн и т.п. Обратные задачи ультразвуковой томографии в таких моделях являются нелинейными.

Существующие ультразвуковые диагностические приборы в медицине не являются томографическими. Они регистрируют сигнал на отражение. В схемах на отражение можно определить лишь границы неоднородностей. Получить данные о распределении скорости звука внутри объекта, необходимые для характеристики тканей, в схемах на отражение невозможно (Гончарский А.В., Романов С.Ю., Серёжников С.Ю. Задачи волновой томографии с неполным диапазоном данных// Вычислительные методы и программирование: новые вычислительные технологии, 2014, т. 15, № 2, с. 274-285). Проектируемые в настоящее время ультразвуковые томографы, использующие как отражённое, так и проходящее излучение, позволяют осуществлять характеристику мягких тканей.

Первоочередной задачей в медицине является разработка ультразвуковых томографов для дифференциальной диагностики рака молочной железы. Смертность среди женской половины человечества от этого заболевания стоит на первом месте среди всех онкологических заболеваний. Прогресс в лечении рака молочной железы напрямую связан с ранней диагностикой, которую можно обеспечить с помощью регулярных обследований. Ультразвуковое излучение безвредно для человека. Именно поэтому разработка ультразвуковых томографов для исследований мягких тканей в медицине представляет собой актуальную задачу. Настоящее изобретение в первую очередь ориентировано на разработку ультразвуковых томографов для ранней диагностики рака молочной железы.

В разработке ультразвуковых томографов для диагностики рака молочной железы используются как волновые, так и лучевые модели. В лучевой модели регистрируется время прихода ультразвуковой волны на детектор. Реконструкция скоростного разреза, как правило, осуществляется в послыном варианте аналогично тому, как это делается в рентгеновских томографах. Проблемы заключаются в том, что длина волны в ультразвуковом томографе в 10^5 раз больше, чем в рентгеновском. Основным недостатком лучевых моделей связан с тем, что такие модели не являются адекватными действительности, поскольку не описывают такие явления, как дифракция, переотражение волн и т.п. Тем не менее, в различных вариантах лучевые модели используются как в методах ультразвуковой диагностики, так и в устройствах для томографических исследований. Практически все патенты, связанные с лучевыми методами ультразвуковой томографической диагностики, описывают послыные методы.

В патенте US20080275344A1 предложены способ и устройство для послыной диагностики молочной железы нахождение. Метод реконструкции скоростного разреза опирается на лучевую модель. В патенте RU2526424C2 предложен ультразвуковой томограф для послыного исследования молочной же-

лезы. Для реконструкции послойных изображений используется двухэтапный метод. Обратная задача решается в волновом приближении и состоит в поиске источников ультразвуковых колебаний. Для решения обратной задачи используется линеаризованное приближение.

В патенте US5673697A предложены устройство и метод 3D ультразвуковой томографии, в котором реконструкция 3D ультразвуковых изображений осуществляется в два этапа. На первом этапе, используя время прихода сигнала на прохождение, в лучевой модели восстанавливается скоростной разрез. На втором этапе, используя полученный скоростной разрез, рассчитывается изображение на отражение методом когерентного суммирования.

В патенте US6786868B2 предложено устройство для ультразвуковой томографии молочной железы, состоящее из ёмкости с большим количеством закреплённых на её поверхности трансдюсеров, которые являются одновременно и источниками и приёмниками ультразвуковых сигналов. Скоростной разрез восстанавливается в лучевой модели, используя время прихода сигнала на прохождение. В патенте описывается устройство для реконструкции 3D скоростного разреза в рамках лучевой модели, использующей время прихода сигнала на прохождение.

В патенте US8366617B2 предложено ультразвуковое томографическое устройство, позволяющее осуществлять послойное исследование молочной железы. Источники и приёмники расположены в горизонтальной плоскости на опоре, которая вращается вокруг оси цилиндрической ёмкости с исследуемым объектом, а также может передвигаться по вертикали вдоль оси. Для обследования пациента нужно провести сканирование во многих горизонтальных плоскостях. Такая схема автоматически предполагает исследование 3D объекта по слоям. Проходящие волны регистрируются отдельно и используются для реконструкции скоростного разреза, который впоследствии используется для коррекции данных, полученных на отражение. К недостаткам такого устройства относится низкое пространственное разрешение по вертикальной оси.

В патенте US6005916A предложены метод и устройство для реконструкции томографических изображений с использованием волновых источников зондирующего излучения. В предложенном методе обратная задача решается в параболическом приближении для уравнения Гельмгольца для небольшого набора частот. Это приближение адекватно реальности только на прохождение при небольших углах рассеяния. По сути дела это означает, что скоростной разрез восстанавливается по узким слоям. Полученный скоростной разрез используется для реконструкции неоднородностей в отражённых волнах. Алгоритмы решения обратной задачи ориентированы на использование персональной ЭВМ. К недостаткам метода и устройства, предложенного в патенте US6005916A, также нужно отнести недостаточное разрешение по вертикальной оси. Последнее связано как с расположением источников и приёмников в схеме регистрации, так и с использованием параболического приближения, которое адекватно действительности только в небольшом диапазоне углов.

Задачей настоящего изобретения является создание устройства и способа для получения трёхмерных томографических изображений внутренней структуры молочной железы на основе измерений рассеянных объектом ультразвуковых волн. Ультразвуковое томографическое изображение представляет собой трёхмерное распределение скорости распространения ультразвука внутри исследуемого объекта. В принятой терминологии трёхмерное распределение скорости распространения ультразвука называется скоростным разрезом. В настоящей заявке на патент скоростной разрез реконструируется по всем экспериментальным данным, измеренным как на прохождение, так и на отражение. При этом достигается технический результат, заключающийся в повышении качества реконструированных 3D изображений внутренней структуры исследуемого объекта, повышении разрешающей способности ультразвукового томографа и снижении времени обследования пациента.

Поставленная задача с обеспечением достижения указанного технического результата решается в способе получения трёхмерных томографических изображений внутренней структуры молочной железы в медицине по п.1 формулы изобретения тем, что исследуемый объект помещают в заполненную водой ёмкость. Для зондирования используют N_1 , $N_1 \leq 50$, закреплённых на внутренней поверхности ёмкости однотипных источников ультразвуковых волн с рабочим диапазоном частот 50-600 кГц. Для регистрации отражённых и прошедших через исследуемый объект ультразвуковых волн используют закреплённый на ротационной подвижке линейный массив приёмников. Шаг расположения приёмников по вертикали в массиве составляет от 1,5 до 2,5 мм. За один оборот ротационной подвижки регистрируют экспериментальные данные $U_{ij}^{(0)}(\varphi_k, t)$, которые представляют собой сигналы от i -го источника, $i=1, \dots, N_1$, на j -м приёмнике, $j=1, \dots, M$, в момент времени t , $0 < t < T$ при угловом положении ротационной подвижки φ_k , $k=1, \dots, K$. Параметры K и T заданы. Реконструкцию трёхмерного скоростного разреза $c(r)$ выполняют в два этапа. На первом этапе осуществляют цифровую фильтрацию зарегистрированных сигналов фильтром нижних частот с полосой пропускания до 200 кГц, на втором этапе используют все зарегистрированные данные в диапазоне частот 50-600 кГц. На каждом этапе реконструкцию скоростного разреза осуществляют с помощью итерационного процесса градиентной минимизации среднеквадратичной ошибки между экспериментальными данными $U_{ij}^{(0)}(\varphi_k, t)$ и численно рассчитанным волновым полем. На первом этапе за начальное приближение скоростного разреза принимают $c_0(r) = \text{const}$, а на втором этапе в качестве на-

чального приближения используют скоростной разрез, полученный в результате минимизации среднеквадратичной ошибки на первом этапе. Расчёт волнового поля для каждого из источников осуществляют отдельным графическим процессором.

В п.2 формулы изобретения описано устройство для получения трёхмерных томографических изображений внутренней структуры молочной железы в медицине по п.1 формулы изобретения, содержащее заполненную водой цилиндрическую ёмкость, на внутренней поверхности которой закреплены N_1 однотипных источников ультразвуковых волн с рабочим диапазоном частот 50-600 кГц. На вращающейся вокруг оси цилиндра ротационной подвижке закреплён линейный массив приёмников либо сборка из двух линейных массивов приёмников, в которой один из линейных массивов расположен вертикально, параллельно оси цилиндра, а второй под углом γ , $30^\circ < \gamma < 60^\circ$ к оси цилиндра. Шаг расположения приёмников по вертикали составляет от 1,5 до 2,5 мм. Устройство содержит оптический датчик угла поворота ротационной подвижки, генератор зондирующих импульсов, предварительные усилители сигналов приёмников, аналого-цифровой блок обработки сигналов приёмников, вычислительное устройство на графических процессорах (GPU-кластер), содержащее N_1 графических процессоров.

В способе получения трёхмерных томографических изображений внутренней структуры молочной железы в медицине по п.3 формулы изобретения исследуемый объект помещают в заполненную водой ёмкость. Для зондирования используют закреплённые на внутренней поверхности ёмкости ультразвуковые источники двух типов, N_1 источников первого типа с рабочим диапазоном частот 200-600 кГц и N_2 ультразвуковых источников второго типа с рабочим диапазоном частот 50-200 кГц. Общее количество источников $N=N_1+N_2$ не превосходит 50. Число источников второго типа N_2 меньше, чем N_1 . Для регистрации отражённых и прошедших через исследуемый объект ультразвуковых волн используют линейный массив приёмников, закреплённый на ротационной подвижке. Шаг расположения приёмников по вертикали в массиве составляет от 1,5 до 2,5 мм. За один оборот ротационной подвижки регистрируют экспериментальные данные $U_{ij}^{(g)}(\varphi_k, t)$, которые представляют собой импульсы от i -го источника, $i=1, \dots, N$, на j -м приёмнике, $j=1, \dots, M$, в момент времени t , $0 < t < T$, при угловом положении ротационной подвижки φ_k , $k=1, \dots, K$. Параметры K и T заданы. Реконструкцию скоростного разреза $s(r)$ выполняют в два этапа. На первом этапе используют данные только от источников второго типа с рабочим диапазоном частот 50-200 кГц, на втором этапе используют данные только от источников первого типа с рабочим диапазоном частот 200-600 кГц. На каждом этапе реконструкцию скоростного разреза осуществляют с помощью итерационного процесса градиентной минимизации среднеквадратичной ошибки между экспериментальными данными $U_{ij}^{(g)}(\varphi_k, t)$ и численно рассчитанным волновым полем. На первом этапе за начальное приближение скоростного разреза принимают $s_0(r)=\text{const}$, а на втором этапе в качестве начального приближения используют скоростной разрез, полученный в результате минимизации среднеквадратичной ошибки на первом этапе. Расчёт волнового поля для каждого из источников осуществляют отдельным графическим процессором.

В п.4 формулы изобретения описано устройство для получения трёхмерных томографических изображений внутренней структуры молочной железы в медицине по п.3 формулы изобретения, содержащее заполненную водой цилиндрическую ёмкость, закреплённые на внутренней поверхности ёмкости ультразвуковые источники двух типов, N_1 источников первого типа с рабочим диапазоном частот 200-600 кГц и N_2 ультразвуковых источников второго типа с рабочим диапазоном частот 50-200 кГц. Число источников второго типа N_2 меньше, чем N_1 . Общее количество источников $N=N_1+N_2$ не превосходит 50. На вращающейся вокруг оси цилиндра ротационной подвижке закреплён линейный массив приёмников либо сборка из двух линейных массивов приёмников, в которой один из линейных массивов расположен вертикально, параллельно оси цилиндра, а второй под углом γ , $30^\circ < \gamma < 60^\circ$ к оси цилиндра. Шаг расположения приёмников по вертикали d составляет от 1,5 до 2,5 мм. Устройство содержит оптический датчик угла поворота ротационной подвижки, генератор зондирующих импульсов, предварительные усилители сигналов приёмников, аналого-цифровой блок обработки сигналов приёмников, вычислительное устройство на графических процессорах (GPU-кластер), содержащее N_1 графических процессоров.

В п.5 формулы изобретения описан вариант устройства по п.2 или 4 формулы изобретения, отличающийся тем, что приёмные элементы в линейном массиве приёмников располагаются в два ряда в шахматном порядке. Шаг расположения приёмников по вертикали составляет от 1,5 до 2,5 мм, расстояние между рядами составляет от 2 до 8 мм.

В п.6 формулы изобретения описан вариант устройства по п.2 или 4 формулы изобретения, отличающийся тем, что для вращения линейки используется расположенный под дном ёмкости моторизованный поворотный стол с контролем углового положения линейки с помощью оптического датчика.

В заявляемом изобретении используются низкочастотные источники ультразвуковых волн с частотами, не превышающими 600 кГц, что отличает настоящую заявку от большинства патентов по ультразвуковым томографам для диагностики молочной железы, в которых используются частоты не менее 1-1,5 МГц (US5673697A). Ультразвуковые источники излучают короткие зондирующие импульсы длительностью не более 15 мкс. Для формирования таких импульсов используются широкополосные источники.

Использование в качестве зондирующего излучения низкочастотных ультразвуковых волн в диапазоне частот до 600 кГц позволяет детально регистрировать волновое поле с помощью небольшого количества приёмников. Для регистрации волнового поля используют один вращающийся линейный массив приёмников либо сборку из двух таких массивов. Вращающийся вокруг оси ёмкости линейный массив приёмников, расположенный вертикально, регистрирует волновое поле на цилиндрической поверхности, окружающей объект. Шаг расположения приёмников по вертикали может составлять 1,5-2,5 мм. Размер приёмников в линейном массиве также может составлять 1,5-2,5 мм. Для частотного диапазона от 50 до 600 кГц центральная частота составляет порядка 300 кГц. Этой частоте соответствует длина волны ультразвукового излучения $\lambda=5$ мм. Таким образом, размеры приёмников и расстояния между ними при регистрации волнового поля не превосходят $\lambda/2$. Выбранные параметры обеспечивают прецизионное измерение волнового поля. Прецизионная регистрация волнового поля позволяет реконструировать трёхмерный скоростной разрез с высоким разрешением, порядка 2 мм, используя небольшое количество источников зондирующего излучения. Для качественной реконструкции внутренней структуры молочной железы достаточно 30-50 источников.

Небольшое количество источников, не более 50, существенно снижает вычислительную сложность обратной задачи реконструкции трёхмерного скоростного разреза и позволяет эффективно распараллелить расчёты, используя в качестве вычислительного средства GPU-кластер. Графические процессоры идеально подходят для расчёта распространения ультразвуковых волн в неоднородной среде. Использование графической карты увеличивает производительность вычислений в таких задачах в десятки раз. В состав устройства по п.2 или 4 формулы изобретения входит вычислительное устройство на графических процессорах (GPU-кластер), количество графических процессоров в котором совпадает с числом источников (N_1). При количестве источников N_1 порядка 30-50 использование GPU-кластера позволяет ускорить расчёты в 1000 и более раз по сравнению с ПК. Сравнительно небольшое количество источников позволяет использовать компактные GPU-кластеры как вычислительные средства в составе томографического комплекса.

Сущность изобретения поясняется графическим материалом, где на фиг. 1 показана схема расположения исследуемого объекта внутри заполненной водой ёмкости; на фиг. 2 приведена форма и частотный спектр широкополосного зондирующего импульса, на фиг. 3 приведена схема расположения источников и приёмников в варианте устройства по п.2 формулы изобретения с одним линейным массивом приёмников; на фиг. 4 приведена схема расположения источников и приёмников в варианте устройства по п.2 формулы изобретения со сборкой из двух линейных массивов приёмников; на фиг. 5 приведена схема расположения точек измерения волнового поля на цилиндрической поверхности, на фиг. 6 приведена схема расположения источников и приёмников в варианте устройства по п.4 формулы изобретения с одним линейным массивом приёмников; на фиг. 7 приведена схема расположения источников и приёмников в варианте устройства по п.4 формулы изобретения со сборкой из двух линейных массивов приёмников; на фиг. 8 приведена схема расположения приёмников в вариантах устройства по п.2 или 4 формулы изобретения, на фиг. 9 приведена схема расположения приёмников в варианте устройства по п.5 формулы изобретения, на фиг. 10 приведена блок-схема устройства для получения трёхмерных томографических изображений; на фиг. 11 представлена схема поворотного устройства массива приёмников в устройстве по п.6 формулы изобретения; на фиг. 12 приведена форма и частотный спектр зондирующего импульса источников первого типа; на фиг. 13 приведена форма и частотный спектр зондирующего импульса источников второго типа; на фиг. 14 приведены горизонтальный и вертикальный скоростной разрез 3D фантома, использованного в модельных расчётах; на фиг. 15 приведён горизонтальный и вертикальный скоростной разрез, восстановленный в модельной задаче на первом этапе реконструкции, на фиг. 16 приведён горизонтальный и вертикальный скоростной разрез, восстановленный в модельной задаче на втором этапе реконструкции, на фиг. 17 приведены сигналы, измеренные на прохождение и на отражение, на фиг. 18 приведены горизонтальный скоростной разрез фантома и скоростной разрез, реконструированный по экспериментальным данным.

Фиг. 1-11 иллюстрируют устройства для получения трёхмерных томографических изображений внутренней структуры молочной железы в медицине по пп.2, 4 и 5 формулы изобретения.

На фиг. 1 приведена томографическая схема исследования молочной железы. В цилиндрическую ёмкость 1 помещается исследуемый объект 2. Ёмкость заполнена водой 3. Для зондирования молочной железы в заявляемом устройстве используются широкополосные источники ультразвукового излучения, обеспечивающие возможность формирования коротких зондирующих импульсов. В устройстве по п.2 формулы изобретения используются однотипные широкополосные ультразвуковые источники с рабочим диапазоном частот 50-600 кГц.

На фиг. 2(а) приведён пример реального зондирующего импульса, на фиг. 2(б) приведён частотный спектр этого импульса. Как видно из чертежа, рабочий диапазон частот источника по уровню -15 дБ составляет 40-600 кГц. Уровень -15 дБ означает ослабление сигнала в 5 раз.

На фиг. 3 приведена схема расположения источников и приёмников в устройстве по п.2 формулы изобретения. Источники ультразвукового излучения 4 закреплены на внутренней поверхности ёмкости и

имеют широкую диаграмму направленности, которая перекрывает исследуемый объект. На ротационной подвижке 5 закреплён вертикальный линейный массив приёмников 6, состоящий из одинаковых элементов. Шаг расположения приёмников по вертикали составляет от 1,5 до 2,5 мм, что не превосходит половины длины волны зондирующего излучения. Такой шаг расположения приёмников обеспечивает прецизионную регистрацию волнового поля. Приёмники располагаются между исследуемым объектом и поверхностью цилиндрической ёмкости. Длина массива приёмников превышает габариты исследуемого объекта по вертикали. В приведённом на фиг. 3 варианте устройства используется один линейный массив приёмников.

На фиг. 4 приведена схема расположения источников и приёмников в устройстве по п.2 формулы изобретения в варианте, где используется сборка из двух линейных массивов приёмников 6. Один из линейных массивов в составе сборки расположен вертикально, параллельно оси цилиндра, а второй под углом γ , $30^\circ < \gamma < 60^\circ$ к вертикали. Общая высота сборки превышает габариты исследуемого объекта по вертикали. Сбор данных осуществляется за один оборот ротационной подвижки 5. В процессе сбора данных массив приёмников вращается вокруг вертикальной оси ёмкости и регистрирует волновое поле на цилиндрической поверхности, окружающей объект. Положение массива приёмников при каждом измерении контролируется с помощью оптического датчика угла поворота ротационной подвижки.

На фиг. 5 приведена схема расположения точек измерения волнового поля на цилиндрической поверхности. При каждом угловом положении массива приёмников φ_k , $k=1, \dots, K$, все источники по очереди излучают зондирующие импульсы. Зарегистрированные приёмниками акустические сигналы оцифровываются и запоминаются. Все экспериментальные данные, необходимые для реконструкции скоростного разреза, собираются за один оборот ротационной подвижки.

На фиг. 6 приведена схема расположения источников и приёмников в варианте устройства по п.4 формулы изобретения. В данном варианте устройства используются низкочастотные ультразвуковые источники двух типов. Цифрой 7 показаны источники первого типа с рабочим диапазоном частот 200-600 кГц, цифрой 8 - источники второго типа с рабочим диапазоном частот 50-200 кГц. Количество источников второго типа меньше, чем количество источников первого типа. В приведённом на фиг. 6 варианте устройства используется один линейный массив приёмников.

На фиг. 7 приведена схема расположения источников и приёмников в варианте устройства по п.4 формулы изобретения, где используется сборка из двух линейных массивов приёмников 6. Один из линейных массивов в составе сборки расположен вертикально, параллельно оси цилиндра, а второй под углом γ , $30^\circ < \gamma < 60^\circ$ к вертикали. Общая высота сборки превышает габариты исследуемого объекта по вертикали.

На фиг. 8 приведена схема расположения приёмников в линейном массиве приёмников в устройствах по п.2 и п.4 формулы изобретения. Шаг расположения приёмников по вертикали d составляет от 1,5 до 2,5 мм.

На фиг. 9 приведена схема расположения приёмников в линейном массиве в варианте устройства по п.5 формулы изобретения. Приёмники расположены в два ряда в шахматном порядке. Шаг расположения приёмников по вертикали d составляет от 1,5 до 2,5 мм. Расстояние между рядами l может составлять от 2 до 8 мм. Такой вариант расположения приёмников позволяет минимизировать переотражения ультразвука между приёмниками при заданном шаге регистрации волнового поля d .

На фиг. 10 приведена блок-схема заявляемого устройства для получения трёхмерных томографических изображений. Управляющий компьютер 9 выдаёт команды на установку заданного положения ротационной подвижки приёмников 5 и на формирование зондирующих импульсов блоком формирования импульсов 10. Сформированные электрические импульсы поступают на ультразвуковые источники. В варианте устройства по п.4 формулы используются ультразвуковые источники двух типов с разными диапазонами частот. В варианте устройства по п.2 формулы изобретения используются однотипные широкополосные ультразвуковые источники. Регистрация прошедших через исследуемый объект и отражённых от объекта ультразвуковых волн осуществляется массивом приёмников 6. Приёмники закреплены на ротационной подвижке 5, положение которой контролируется оптическим датчиком угла поворота 11. При каждом положении ротационной подвижки приёмники регистрируют ультразвуковые сигналы от всех источников, излучающих зондирующие импульсы по очереди. С помощью датчика 11 в управляющий компьютер передаётся точное положение ротационной подвижки при каждом измерении. Зарегистрированный сигнал с приёмников 6 усиливается блоком предварительных усилителей 12 и оцифровывается блоком аналого-цифровых преобразователей (АЦП) 13. Оцифрованные данные передаются в управляющий компьютер 9. Реконструкция трёхмерного скоростного разреза осуществляется с помощью GPU-кластера 14. Количество графических процессоров в кластере соответствует количеству ультразвуковых источников N_1 . Расчёт волнового поля для каждого источника осуществляется отдельным графическим процессором.

Определённой проблемой при проектировании ультразвуковых томографов для исследования молочной железы в воде является герметизация ёмкости при расположении поворотных механизмов вне ёмкости. Один из вариантов решения этой проблемы приведён в п.6 формулы изобретения. На фиг. 11

представлена схема поворотного устройства массива приёмников в устройстве по п.6 формулы изобретения. Поворотное устройство расположено под дном ёмкости с водой. Вращение массива приёмников обеспечивает моторизованный поворотный стол 15, который передаёт вращающий момент на полый вал 16. Угловое положение линейки приёмников контролируется оптическим датчиком поворота 17. Полый вал закреплён на подшипниках 18 во втулке 19. Для обеспечения герметичности внутреннее пространство между валом и втулкой заполняется маслом. Герметичность конструкции обеспечивают также сальники и прокладки 20. К верхней части полого вала, расположенного внутри ёмкости с водой, крепится держатель массива приёмников. Через пространство внутри вала выводятся провода от приёмников. После вывода проводов это пространство герметизируется. Предложенный вариант решает проблему герметизации ёмкости.

В настоящей заявке предложены два варианта способа получения трёхмерных томографических изображений внутренней структуры молочной железы в медицине. В п.1 формулы изобретения описывается предпочтительный вариант способа получения 3D томографических изображений. Исследуемый объект помещают в заполненную водой ёмкость, на стенках которой закреплены источники зондирующих импульсов. В предпочтительном варианте способа используют широкополосные источники с рабочим диапазоном частот 50-600 кГц. Прошедшие через объект и отражённые от объекта ультразвуковые волны регистрируют с помощью массива приёмников, расположенного в вертикальной плоскости, проходящей через ось цилиндрической ёмкости. Массив состоит из однотипных элементов, расположенных с шагом от 1,5 до 2,5 мм по вертикали, что не превосходит половины длины волны зондирующего излучения. Массив приёмников вращают вокруг оси ёмкости с помощью ротационной подвижки. При каждом угловом положении ротационной подвижки φ_k , $k=1, \dots, K$, все источники по очереди излучают зондирующие импульсы. Волновое поле $U^{(s)}_{ij}(\varphi_k, t)$ на γ -м приёмнике при излучении импульса i -м источником, $i=1, \dots, N$, регистрируют как функцию времени t , $0 < t < T$. Величина T представляет собой время, необходимое для регистрации каждого импульса, и составляет от 200 до 400 мкс. Полоса пропускания приёмников включает диапазон частот 50-600 кГц. Все данные регистрируют за один оборот ротационной подвижки, так что угол φ_k изменяется от 0 до 360°. Количество угловых положений K выбирают так, чтобы расстояние между соседними точками измерения на окружности, описываемой при вращении каждым приёмником (фиг. 5), не превышало половины длины волны зондирующего излучения.

В п.3 формулы изобретения описывается вариант способа получения 3D томографических изображений, в котором для формирования зондирующих импульсов используют ультразвуковые источники двух типов, N_1 источников первого типа с рабочим диапазоном частот 200-600 кГц и N_2 источников второго типа с рабочим диапазоном частот 50-200 кГц. Два набора источников обеспечивают зондирование исследуемого объекта ультразвуковыми волнами в диапазоне 50-600 кГц для получения высококачественного томографического изображения. Число источников второго типа N_2 меньше, чем N_1 . Общее количество источников $N=N_1+N_2$ не превосходит 50. Длительность зондирующих импульсов не превышает 15 мкс. На фиг. 12(а) приведён пример формы зондирующего импульса источников первого типа. По оси абсцисс отложено время в микросекундах, по оси ординат отложено акустическое давление, создаваемое источником. На фиг. 12(б) приведён частотный спектр этого импульса. На фиг. 13(а) приведён пример формы зондирующего импульса для источников второго типа. На фиг. 13(б) приведён частотный спектр этого импульса.

Реконструкцию трёхмерного скоростного разреза в способе по п.1 или 3 формулы изобретения осуществляют в рамках скалярной волновой модели, описывающей явления дифракции, рефракции, преломления ультразвука в неоднородной среде. Волновое поле в скалярной волновой модели связано со скоростью распространения ультразвука гиперболическим уравнением

$$\frac{1}{c^2(\mathbf{r})} u_{tt}(\mathbf{r}, t) - \Delta u(\mathbf{r}, t) = \delta(\mathbf{r} - \mathbf{r}_0) \cdot f(t), \quad (1)$$

где $u(\mathbf{r}, t)$ - акустическое давление в точке \mathbf{r} в момент времени t , $c^2(\mathbf{r})$ - распределение скорости звука в исследуемом объекте, \mathbf{r} - трёхмерный вектор, $\mathbf{r} = \{x, y, z\}$, \mathbf{r}_0 - заданная точка, в которой находится источник ультразвукового излучения, $\delta(\mathbf{r})$ - дельта-функция Дирака, $f(t)$ - функция, задающая форму зондирующего импульса. Обратная задача состоит в реконструкции скоростного разреза $c(\mathbf{r})$ по измеренному волновому полю $U(\mathbf{r}, t)$ на поверхности, окружающей объект (фиг. 5). Реконструкция скоростного разреза осуществляется по всем зарегистрированным данным - как на отражение, так и на прохождение.

Реконструкцию трёхмерного скоростного разреза осуществляют с помощью итерационного процесса градиентной минимизации функционала невязки

$$\Phi(c) = \sum_i \sum_{j,k} \int_t [U^{(s)}_{ij}(\varphi_k, t) - U^{(c)}_{ij}(\varphi_k, t)]^2 dt. \quad (2)$$

Функционал невязки представляет собой среднеквадратичное отклонение экспериментальных данных на приёмниках $U^{(s)}_{ij}(\varphi_k, t)$ от численно рассчитанных данных $U^{(c)}_{ij}(\varphi_k, t)$. Функция $U^{(c)}_{ij}(\varphi_k, t)$ представляет собой волновое поле, рассчитанное с помощью решения прямой задачи распространения ультразвуковой волны от каждого i -го источника при заданном скоростном разрезе $c(\mathbf{r})$. В формуле (2) суммирование по i осуществляется по всем используемым источникам, суммирование по j осуществляется

по всем приёмникам, $j=1, \dots, M$, суммирование по k осуществляется по всем углам поворота ротационной подвижки φ_k , $k=1, \dots, K$, интегрирование по времени t осуществляется в диапазоне $0 < t < T$, где T - заданное время регистрации сигналов. При заданном скоростном разрезе $c(r)$ значение функционала $\Phi(c)$ представляет собой число. Если скоростной разрез $c(r)$ совпадает с реальным распределением скорости звука в исследуемом объекте, то $\Phi(c)=0$.

Приближённое значение скоростного разреза строится в итерационном процессе минимизации функционала невязки $\Phi(c)$, начиная с заданного начального приближения $c_0(r)$. Для минимизации функционала невязки можно использовать различные методы минимизации функционалов. В заявляемых способах получения трёхмерных томографических изображений по п.1 и 3 формулы изобретения используются градиентные методы минимизации функционала, которые оказываются наиболее эффективными для практической реализации на GPU-кластерах. Известно точное выражение для градиента функционала невязки (A.V. Goncharky, S.Y. Romanov, Iterative methods for solving coefficient inverse problems of wave tomography in models with attenuation, Inverse Problems 33 (2017), 025003). Градиент $\Phi'(c)$ функционала невязки $\Phi(c)$ однозначно определяет направление максимального убывания функционала $\Phi(c)$. На каждой n -й итерации градиентного итерационного процесса осуществляется одномерная минимизация функционала $\Phi(c)$ в направлении максимального убывания функционала. Полученная точка минимума принимается за n -е приближение скоростного разреза $c_n(r)$.

Реконструкцию трёхмерного скоростного разреза $c(r)$ выполняют в два этапа. На первом этапе в качестве начального приближения скоростного разреза в итерационном процессе принимается $c_0(r)=\text{const}$. Для расчёта волнового поля на первом этапе используют данные с ограниченной полосой частот. В варианте способа по п.1 формулы изобретения на первом этапе осуществляют цифровую фильтрацию всех зарегистрированных сигналов с помощью фильтра нижних частот с полосой пропускания до 200 кГц. В варианте способа по п.3 формулы изобретения на первом этапе используют только данные, полученные от источников второго типа с рабочим диапазоном частот 50-200 кГц.

На втором этапе в качестве начального приближения скоростного разреза $c(r)$ используют скоростной разрез, полученный в результате минимизации функционала невязки на первом этапе. Для расчёта волнового поля на втором этапе используют данные с широкой полосой частот. В варианте способа по п.1 формулы изобретения используют все зарегистрированные данные в диапазоне частот 50-600 кГц. В варианте способа по п.3 формулы изобретения на втором этапе используют только данные от источников первого типа с рабочим диапазоном частот 200-600 кГц.

Расчёт волнового поля осуществляют с помощью GPU-кластера, количество процессоров в котором соответствует количеству ультразвуковых источников (N_1). Расчёт волнового поля для каждого из источников осуществляют на отдельном графическом процессоре. Поскольку операция дифференцирования является линейной, значение градиента функционала невязки (2) можно представить в виде суммы градиентов функционалов невязки для каждого источника, которые можно вычислять независимо. Применение GPU-кластера, состоящего из N_1 графических процессоров, позволяет эффективно распараллелить вычисление градиента для всех источников. Использование такого кластера в составе диагностического комплекса позволяет ускорить расчёты по сравнению с персональным компьютером более чем в 1000 раз.

Применение высокопроизводительного GPU-кластера позволяет использовать для реконструкции трёхмерного скоростного разреза скалярную волновую модель, хорошо описывающую эффекты дифракции, рефракции, переотражения ультразвуковых волн. Обратная задача реконструкции трёхмерного скоростного разреза в волновой модели является нелинейной и очень сложной. Такие задачи невозможно решать на персональном компьютере. Использование персональных компьютеров в составе томографических комплексов вынужденно приводит к необходимости использовать упрощённые математические модели, которые не полностью описывают реальные физические процессы.

Эффективность предложенного способа получения трёхмерных томографических изображений внутренней структуры молочной железы иллюстрируется модельными расчётами. Фиг. 14-16 иллюстрируют вычислительный эксперимент по восстановлению трёхмерного скоростного разреза с помощью заявляемого способа по п.3 формулы изобретения с использованием источников зондирующего излучения двух разных типов. На фиг. 14 приведено изображение фантома с заданным распределением скорости распространения ультразвука $c(r)$. На фиг. 14(а) приведено горизонтальное сечение X-Y трёхмерного распределения скорости звука $c(x,y,z)$, на фиг. 14(б) - вертикальное сечение X-Z. Светлые области соответствуют более высокой скорости звука, тёмные - более низкой. На фиг. 15(а, б) приведены горизонтальное и вертикальное сечения приближённого решения, полученного на первом этапе реконструкции скоростного разреза с использованием низкочастотных зондирующих импульсов (фиг. 13). На фиг. 16(а, б) приведены горизонтальное и вертикальное сечения, полученные на втором этапе реконструкции скоростного разреза с использованием высокочастотных зондирующих импульсов (фиг. 12). В качестве начального приближения на втором этапе использовано приближённое решение, полученное на первом этапе (фиг. 14). В численном эксперименте получено пространственное разрешение порядка 2 мм как в горизонтальном сечении, так и по вертикальной оси. Такое разрешение является вполне приемлемым для диагностики мягких тканей в медицине.

Модельные расчёты показали, что для практических обследований необходимо решать трёхмерную обратную задачу размерностью порядка 500 по каждой из пространственных координат X, Y, Z. При этом количество неизвестных в обратной задаче реконструкции скоростного разреза составляет порядка 60 млн. Для решения таких задач на GPU-кластере можно использовать графические процессоры с объёмом встроенной памяти 6-12 ГБайт, объёмом оперативной памяти каждого вычислительного узла 16-32 ГБайт и пропускной способностью коммуникационной сети между узлами 200-500 МБайт/с.

В настоящее время устройства, удовлетворяющие таким требованиям, широко распространены, и на их основе может быть собран GPU-кластер, который по своим параметрам вполне может входить в состав томографического диагностического комплекса. Такой GPU-кластер может размещаться в пределах одной стойки и иметь потребляемую мощность менее 10 кВт. Таким образом, требования к инфраструктуре, предъявляемые томографическим комплексом на основе предложенных вариантов устройства для получения томографических изображений, оказываются не выше, чем у широко используемых рентгеновских и магнитно-резонансных томографов. С развитием вычислительной техники требования к инфраструктуре будут снижаться, а время расчётов - сокращаться.

Таким образом, основные отличия заявляемого способа и устройства для получения трёхмерных томографических изображений внутренней структуры молочной железы в медицине от известных патентов заключаются в следующем.

1. Принципиальным моментом в заявляемых устройствах и способе является использование сравнительно небольшого количества (не более 50) источников зондирующего излучения в ультразвуковом томографе. Для сравнения, в патенте US5673697A используется томографическая схема, в которой количество источников в десятки раз превышает количество источников в настоящей заявке на изобретение. Количество источников в предлагаемом в настоящей заявке устройстве определяет количество графических процессоров в GPU-кластере, который входит в состав ультразвукового томографа. Кластер, содержащий не более 50 графических процессоров, не предъявляет строгих требований к инфраструктуре диагностического комплекса. При количестве процессоров в кластере более 50 для кластера требуется дополнительное жидкостное охлаждение, предъявляются высокие требования к инфраструктуре, что значительно повышает стоимость томографического комплекса.

2. Важнейшей характеристикой любого томографа является пространственное разрешение. При количестве источников менее 50 для обеспечения высокого пространственного разрешения томографа необходимо обеспечить прецизионную регистрацию волнового поля. Параметры, которые приведены в настоящей заявке (диапазоны частот, размеры приёмников и расстояния между ними) обеспечивают измерение волнового поля с высокой точностью. Для прецизионной регистрации волнового поля можно использовать приёмники, расположенные с шагом менее половины длины волны, что составляет 1,5-2,5 мм. Такие приёмники существуют и являются широко распространёнными.

3. Выбор низкочастотного диапазона, в котором частоты зондирующего излучения не превышают 600 кГц, важен также и по следующей причине. Поглощение ультразвука в мягких тканях сильно зависит от частоты. При типичном коэффициенте поглощения ультразвука в мягких тканях 1-2 дБ/см/МГц ослабление сигнала на частотах 0,5 и 1,5 МГц может отличаться в 10 и более раз. Использование низких частот в заявляемом изобретении позволяет обеспечить более высокую точность экспериментальных данных.

4. В заявляемом изобретении для увеличения эффективности реконструкции трёхмерного скоростного разреза используются источники двух типов, работающие в разных диапазонах частот. Использование зондирующих импульсов с меньшей центральной частотой позволяет получить приближённый скоростной разрез низкого разрешения. Реконструкция скоростного разреза с низким разрешением занимает в несколько раз меньше время, чем реконструкция скоростного разреза с высоким разрешением, что существенно снижает общее время реконструкции скоростного разреза. Увеличение разрешения томографического изображения достигается на втором этапе процесса реконструкции с использованием зондирующих импульсов с более высокой центральной частотой. На экспериментах показано, что предложенные технические решения обеспечивают пространственное разрешение не хуже 2 мм.

5. Предложенные в настоящей заявке на патент технические решения позволяют сократить время обследования пациента до нескольких минут. Использование в предложенном устройстве вертикального массива из небольшого количества приёмников, вращающегося вокруг оси ёмкости, позволяет за один оборот ротационной подвижки собирать все экспериментальные данные, необходимые для получения трёхмерного томографического изображения. За счёт использования ротационной подвижки общее количество приёмников в заявляемых устройствах не превосходит 100. Такое количество элементов в десятки раз меньше, чем в схеме регистрации ультразвукового излучения в патенте US6786868B2. Предложенная в настоящей заявке схема обеспечивает достаточную точность регистрации волнового поля для получения высококачественных трёхмерных томографических изображений.

6. В отличие от существующих патентов, в которых реконструкция томографических изображений осуществляется по слоям (US8366617B2, US6005916A), в настоящей заявке результатом реконструкции является трёхмерное томографическое изображение, полученное с использованием всех экспериментальных данных. Этот подход обеспечивает высокое разрешение как в горизонтальной плоскости X-Y,

так и по вертикальной оси Z .

7. Реконструкция трёхмерного скоростного разреза в заявляемом изобретении осуществляется с помощью GPU-кластера, количество графических процессоров в котором не превышает 50. Большинство существующих разработок ультразвуковых томографов ориентированы на использование персональных ЭВМ, что вынуждает использовать для расчётов упрощённые математические модели, не полностью описывающие физические процессы. Применение GPU-кластера позволяет решать нелинейную обратную задачу реконструкции трёхмерного скоростного разреза как коэффициентную обратную задачу для волнового уравнения в математической модели, учитывающей эффекты дифракции, рефракции, переотражения ультразвука без упрощений. Важным моментом является то, что структура кластера, состоящего из N_1 графических процессоров, по числу источников позволяет эффективно распараллелить вычисления, что обеспечивает ускорение расчётов в 1000 и более раз по сравнению с ПК. В настоящее время такой кластер может быть собран на основе общедоступных комплектующих и по своим параметрам вполне может входить в состав томографического диагностического комплекса.

Эффективность патентуемого изобретения демонстрируется нижеследующим примером.

Пример.

Для демонстрации эффективности предложенных в настоящей заявке технических решений был собран стенд для низкочастотных ультразвуковых томографических исследований, в котором источник и приёмник независимо перемещались как вокруг исследуемого объекта, так и по вертикали. Угловое положение источника и приёмника контролировалось оптическими датчиками. В стенде использовался широкополосный источник низкочастотных ультразвуковых колебаний с центральной частотой 300 кГц и рабочим диапазоном частот 50-600 кГц. Коэффициент преобразования источника составлял 5 Па·м/В, рабочее напряжение ± 80 В. В качестве приёмника использовался гидрофон с диаметром приёмного элемента 2,5 мм и полосой пропускания 10-800 кГц. Чувствительность приёмника составляла -228 дБ относительно 1 В/мкПа. Сигналы усиливались предусилителем с коэффициентом усиления 32 дБ.

Эксперименты проводились при 24 положениях источника. При каждом положении источника экспериментальные данные собирались на цилиндрической поверхности с шагом $0,5^\circ$ по окружности и 2,5 мм по вертикали. Расстояние между соседними точками измерения на окружности составляло 0,8 мм. Принятые сигналы оцифровывались с помощью модуля АЦП с частотой выборки 5 МГц и разрядностью 14 бит. Такая конфигурация стенда позволяет получить экспериментальные данные для реализации способа согласно п.1 формулы изобретения. На фиг. 2 приведены форма (а) и частотный спектр (б) широкополосного зондирующего импульса, экспериментально измеренного на стенде в однородной среде. На фиг. 17 приведены измеренные сигналы от прошедших через объект (а) и отражённых от объекта (б) ультразвуковых волн.

Эксперименты проводились на фантомах с акустическими параметрами, близкими к параметрам мягких тканей человека. В качестве фантома использовался силиконовый цилиндр диаметром 56 мм, содержащий неоднородности, в которых скорость распространения ультразвука варьировалась от 1400 до 1800 м/с. Скоростной разрез фантома приведён на фиг. 18(а). Светлые области на фиг. 18 соответствуют высокой скорости распространения ультразвуковых волн в фантоме, тёмные - низкой. На фиг. 18(б) приведён восстановленный по экспериментальным данным скоростной разрез, полученный в том же сечении. Пространственное разрешение реконструированного скоростного разреза составило не хуже 2 мм. Расчёты проводились на GPU-кластере в составе суперкомпьютера "Ломоносов-2" МГУ.

Проведённые эксперименты показали высокую эффективность предложенных в заявке на патент технических решений.

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Способ получения трёхмерных томографических изображений внутренней структуры молочной железы в медицине, заключающийся в том, что исследуемый объект помещают в заполненную водой ёмкость, акустические зондирующие импульсы формируют с помощью N_1 , $N_1 \leq 50$, закреплённых на внутренней поверхности ёмкости однотипных источников ультразвуковых волн с рабочим диапазоном частот 50-600 кГц, для регистрации отражённых и прошедших через исследуемый объект ультразвуковых волн используют закреплённый на ротационной подвижке линейный массив приёмников с шагом расположения приёмников по вертикали от 1,5 до 2,5 мм, сигналы, с которых усиливают, оцифровывают и используют как экспериментальные данные $U_{ij}^{(o)}(\varphi_k, t)$, представляющие собой сигналы от i -го источника, $i=1, \dots, N_1$, на j -м приёмнике, $j=1, \dots, M$, в момент времени t , $0 < t < T$ при угловом положении ротационной подвижки приёмников φ_k , $k=1, \dots, K$, все экспериментальные данные регистрируют за один оборот ротационной подвижки, реконструкцию трёхмерного скоростного разреза с (r) выполняют в два этапа, на первом этапе осуществляют цифровую фильтрацию зарегистрированных сигналов фильтром нижних частот с полосой пропускания до 200 кГц, на втором этапе используют все зарегистрированные данные в диапазоне частот 50-600 кГц, на каждом этапе реконструкцию скоростного разреза осуществляют с помощью итерационного процесса градиентной минимизации среднеквадратичной ошибки между экспериментальными данными $U_{ij}^{(o)}(\varphi_k, t)$ и численно рассчитанным волновым полем, при этом на первом

этапе за начальное приближение скоростного разреза принимают $c_0(r)=\text{const}$, а на втором этапе в качестве начального приближения используют скоростной разрез, полученный в результате минимизации среднеквадратичной ошибки на первом этапе, расчёт волнового поля для каждого из источников осуществляют отдельным графическим процессором.

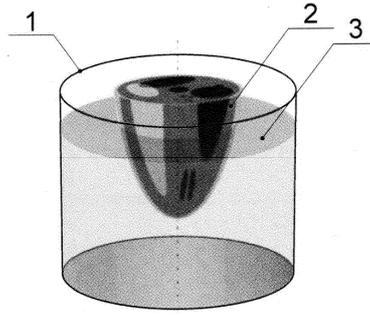
2. Устройство для получения трёхмерных томографических изображений внутренней структуры молочной железы в медицине, содержащее заполненную водой цилиндрическую ёмкость, закреплённые на внутренней поверхности ёмкости N_1 , $N_1 \leq 50$, однотипных источников ультразвуковых волн с рабочим диапазоном частот 50–600 кГц, вращающуюся вокруг оси цилиндра ротационную подвижку, на которой закреплён линейный массив приёмников либо сборка из двух линейных массивов приёмников, шаг расположения приёмников по вертикали составляет от 1,5 до 2,5 мм, оптический датчик, осуществляющий прецизионный контроль угла поворота ротационной подвижки, генератор зондирующих импульсов, предварительные усилители сигналов приёмников, аналого-цифровой блок обработки сигналов приёмников, вычислительное устройство, состоящее из N_1 графических процессоров, выполненных с возможностью осуществления операций способа по п.1 по обработке данных, зарегистрированных приёмниками.

3. Способ получения трёхмерных томографических изображений внутренней структуры молочной железы в медицине, заключающийся в том, что исследуемый объект помещают в заполненную водой ёмкость, для зондирования используют закреплённые на внутренней поверхности ёмкости ультразвуковые источники двух типов, N_1 источников первого типа с рабочим диапазоном частот 200–600 кГц и N_2 ультразвуковых источников второго типа рабочим диапазоном частот 50–200 кГц, общее количество источников $N=N_1+N_2 \leq 50$, $N_2 < N_1$, для регистрации отражённых и прошедших через исследуемый объект ультразвуковых волн используют закреплённый на ротационной подвижке линейный массив приёмников с шагом размещения приёмников по вертикали от 1,5 до 2,5 мм, за один оборот ротационной подвижки регистрируют экспериментальные данные $U_{ij}^{(o)}(\varphi_k, t)$, которые представляют собой сигналы от i -го источника, $i=1, \dots, N$, на j -м приёмнике, $j=1, \dots, M$, в момент времени t , $0 < t < T$, при угловом положении ротационной подвижки φ_k , $k=1, \dots, K$, реконструкцию трёхмерного скоростного разреза $c(r)$ выполняют в два этапа, на первом этапе используют данные только от источников второго типа, на втором этапе используют данные только от источников первого типа, на каждом этапе реконструкцию скоростного разреза осуществляют с помощью итерационного процесса градиентной минимизации среднеквадратичной ошибки между экспериментальными данными $U_{ij}^{(o)}(\varphi_k, t)$ и численно рассчитанным волновым полем, при этом на первом этапе за начальное приближение скоростного разреза принимают $c_0(r)=\text{const}$, а на втором этапе в качестве начального приближения используют скоростной разрез, полученный в результате минимизации среднеквадратичной ошибки на первом этапе, расчёт волнового поля для каждого из источников осуществляют отдельным графическим процессором.

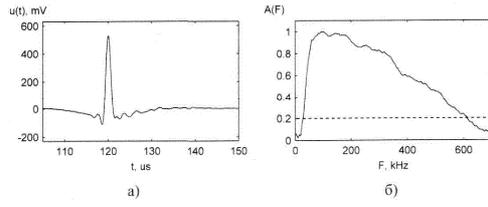
4. Устройство для получения трёхмерных томографических изображений внутренней структуры молочной железы в медицине, содержащее заполненную водой цилиндрическую ёмкость, закреплённые на внутренней поверхности ёмкости ультразвуковые источники двух типов, N_1 источников первого типа с рабочим диапазоном частот 200–600 кГц и N_2 ультразвуковых источников второго типа с рабочим диапазоном частот 50–200 кГц, общее количество источников $N=N_1+N_2 \leq 50$, $N_2 < N_1$, вращающуюся вокруг оси цилиндра ротационную подвижку, на которой закреплён линейный массив приёмников либо сборка из двух линейных массивов приёмников, шаг расположения приёмников по вертикали составляет от 1,5 до 2,5 мм, оптический датчик угла поворота ротационной подвижки, генератор зондирующих импульсов, предварительные усилители сигналов приёмников, аналого-цифровой блок обработки сигналов приёмников, вычислительное устройство, состоящее из графических процессоров, выполненных с возможностью осуществления операций способа по п.3 по обработке данных, зарегистрированных приёмниками.

5. Устройство по п.2 или 4, отличающееся тем, что приёмные элементы в линейном массиве приёмников располагаются в два ряда в шахматном порядке, шаг расположения приёмников по вертикали составляет от 1,5 до 2,5 мм, расстояние между рядами составляет от 2 до 8 мм.

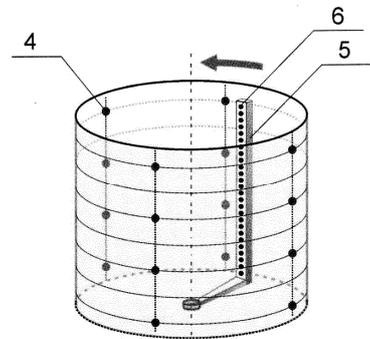
6. Устройство по п.2 или 4, отличающееся тем, что для вращения массива приёмников используется расположенный под дном ёмкости моторизованный поворотный стол с контролем углового положения линейки с помощью оптического датчика.



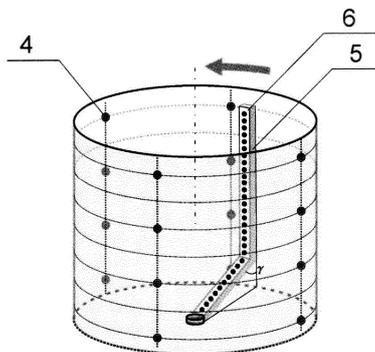
Фиг. 1



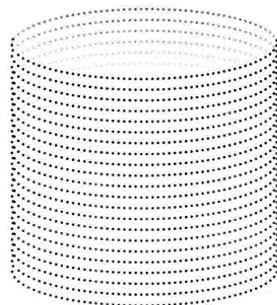
Фиг. 2



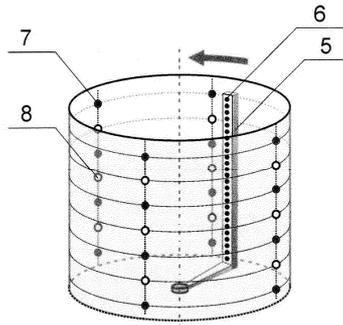
Фиг. 3



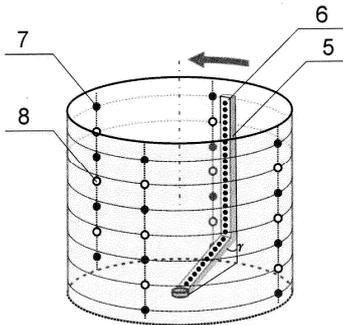
Фиг. 4



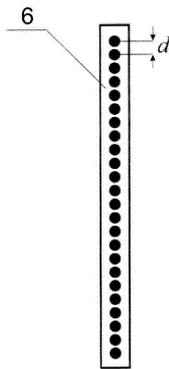
Фиг. 5



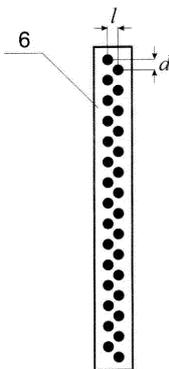
Фиг. 6



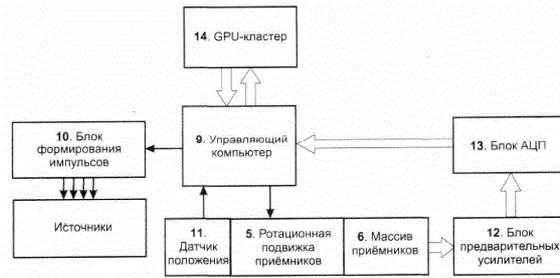
Фиг. 7



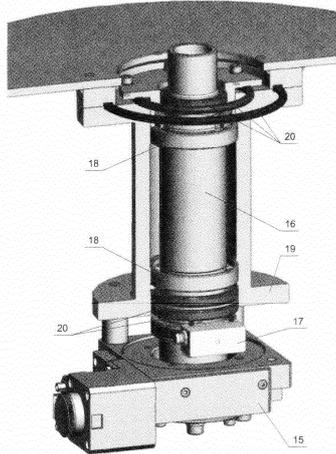
Фиг. 8



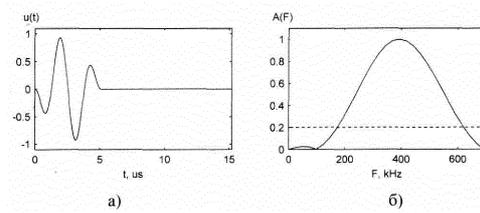
Фиг. 9



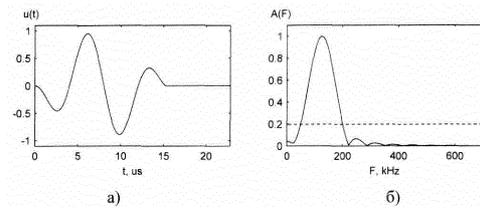
Фиг. 10



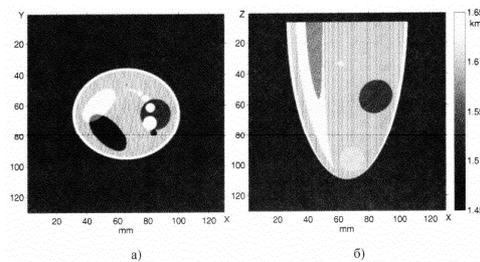
Фиг. 11



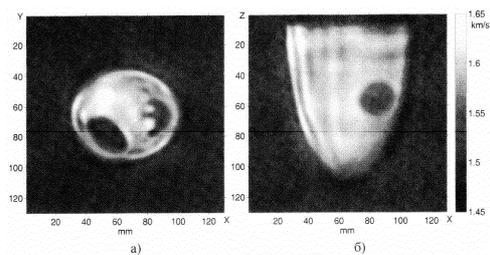
Фиг. 12



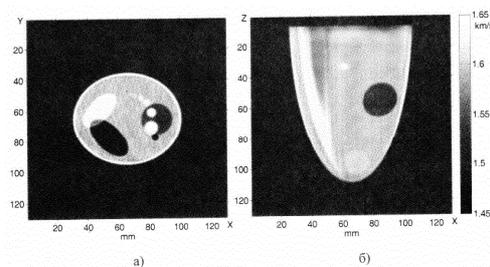
Фиг. 13



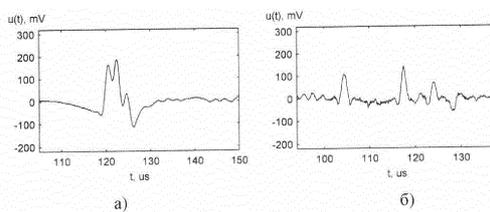
Фиг. 14



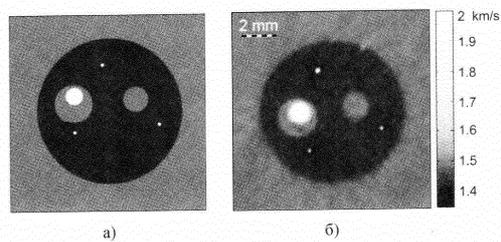
Фиг. 15



Фиг. 16



Фиг. 17



Фиг. 18

