



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61B 8/4483 (2019.05); G01S 15/8927 (2019.05)

(21)(22) Заявка: 2018100389, 31.05.2016

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
31.05.2016

Дата регистрации:
02.03.2020

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
11.06.2015 US 62/174,091

(43) Дата публикации заявки: 11.07.2019 Бюл. № 20

(45) Опубликовано: 02.03.2020 Бюл. № 7

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 11.01.2018

(86) Заявка РСТ:
IB 2016/053186 (31.05.2016)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2016/198989 (15.12.2016)

Адрес для переписки:
129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, стр. 3, ООО
"Юридическая фирма Городисский и
Партнеры"

(72) Автор(ы):

ОУЭН Нейл (NL),
ШАМДАСАНИ Виджай Тхакур (NL),
КУНКЕЛЬ Гарри Амон (NL),
ПЕТЕРС Сэмьюэл Рэймонд (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: WO 2014055973 A1, 10.04.2014. US
2010069751 A1, 18.03.2010. Song Pengfei et al.
Two-dimensional shear-wave elastography on
conventional ultrasound scanners with time-
aligned sequential tracking (TAST) and comb-
push ultrasound shear elastography (CUSE), IEEE
Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and
Frequency Control, 20150201 IEEE, US - (см.
прод.)

(54) ЗОНД С УЛЬТРАЗВУКОВЫМ МАТРИЧНЫМ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕМ ДЛЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ СДВИГОВЫХ ВОЛН

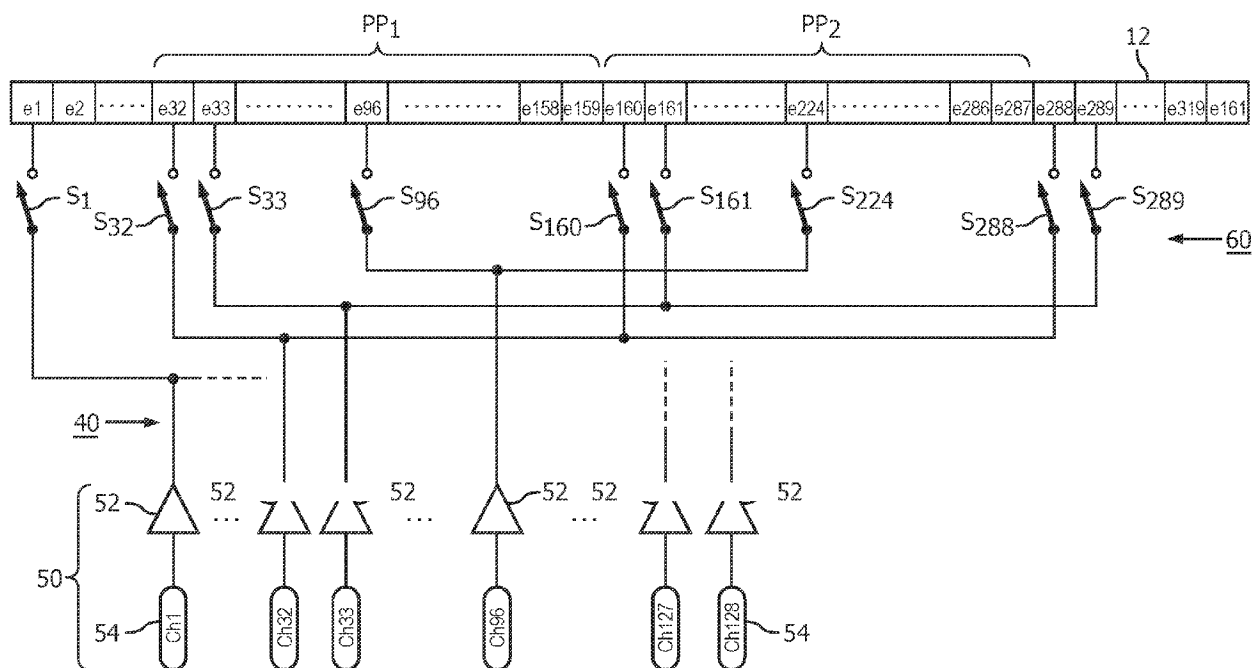
(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицинской технике, а именно к средствам измерения ригидности или эластичности ткани с использованием сдвиговых волн. Ультразвуковая система содержит зонд и передающий формирователь луча с заданным числом каналов передачи, в зонде расположена матрица ультразвуковых преобразователей, имеющая некоторое число преобразовательных элементов, превышающее упомянутое заданное число, и коммутатор-мультиплексор, подсоединенный

между каналами передачи формирователя луча и элементами матрицы преобразователей и выполненный с возможностью избирательного соединения каждого из заданного числа каналов передачи с преобразовательными элементами на передающих апертурах толкающего импульса, причем система выполнена с возможностью передачи толкающих импульсов одновременно, когда каналы передачи формирователя луча соединены с преобразовательными элементами передающих апертур. Способ работы

ультразвуковой системы для измерения сдвиговых волн включает в себя замыкание переключателей коммутатора-мультиплексора для соединения каналов передачи с преобразовательными элементами более чем одной передающей апертуры толкающего импульса, причем каждый из отдельных каналов соединен с преобразовательными элементами передающих

апертур толкающего импульса, и приведение в действие источников сигналов каналов передачи для одновременной передачи толкающих импульсов из матричного преобразователя. Использование изобретений позволяет сократить время проведения необходимых измерений сдвиговых волн на всем протяжении области исследования. 2 н. и 13 з.п. ф-лы, 3 ил.



ФИГ. 2

(56) (продолжение):

ISSN 0885-3010, Vol: 62, Nr: 2, Page(s): 290 - 302. RU 2603051 C2, 20.11.2016.

RU 2 7 1 5 5 9 8 C 2

RU 2 7 1 5 5 9 8 C 2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(52) CPC

A61B 8/4483 (2019.05); *G01S 15/8927* (2019.05)(21)(22) Application: **2018100389, 31.05.2016**(24) Effective date for property rights:
31.05.2016Registration date:
02.03.2020

Priority:

(30) Convention priority:
11.06.2015 US 62/174,091(43) Application published: **11.07.2019 Bull. № 20**(45) Date of publication: **02.03.2020 Bull. № 7**(85) Commencement of national phase: **11.01.2018**(86) PCT application:
IB 2016/053186 (31.05.2016)(87) PCT publication:
WO 2016/198989 (15.12.2016)

Mail address:

**129090, Moskva, ul. B. Spasskaya, 25, str. 3, OOO
"Yuridicheskaya firma Gorodisskij i Partnery"**

(72) Inventor(s):

**OWEN, Neil (NL),
SHAMDASANI, Vijay Thakur (NL),
KUNKEL, Harry Amon (NL),
PETERS, Samuel Raymond (NL)**

(73) Proprietor(s):

Koninklijke Philips N.V. (NL)**(54) PROBE WITH ULTRASONIC MATRIX CONVERTER FOR SHEAR WAVES VISUALIZATION**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

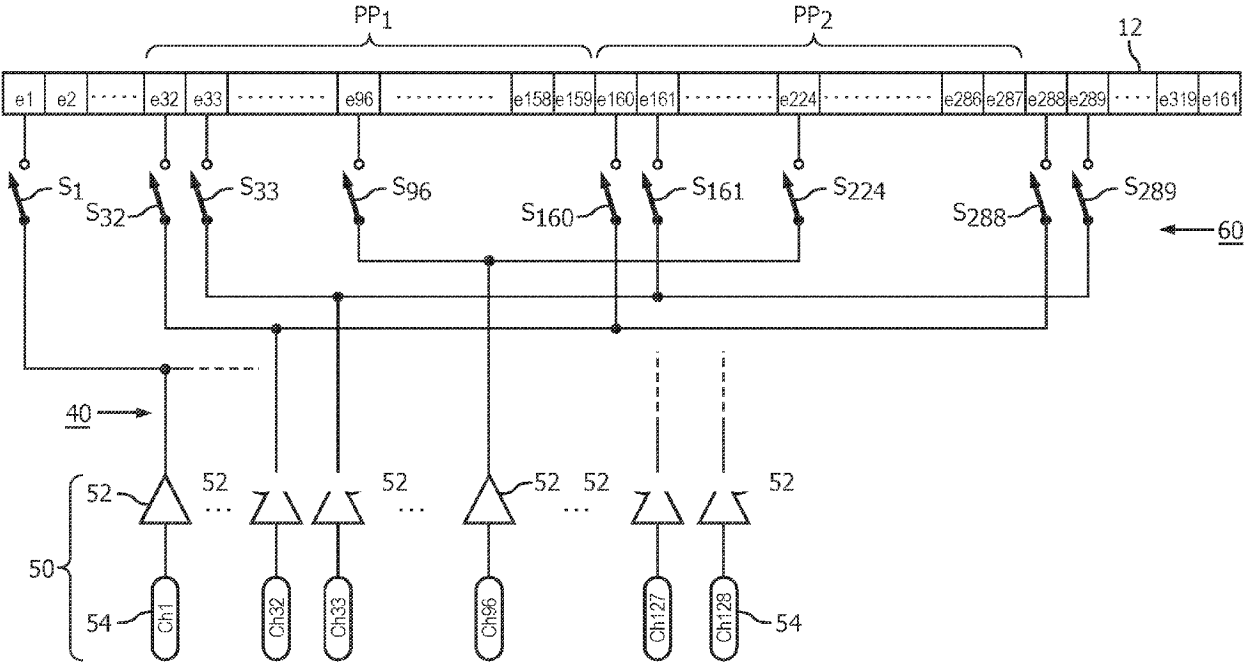
SUBSTANCE: group of inventions relates to medical equipment, specifically to means of measuring rigidity or elasticity of tissue using shear waves. Ultrasonic system comprises a probe and a transmitting beam shaper with a predetermined number of transmission channels, a probe of an ultrasonic transducer array having a certain number of transducer elements exceeding said predetermined number, and a switch-multiplexer connected between beam former transmission channels and matrix elements of converters and configured to selectively connect each of a predetermined number of transmission channels with conversion elements on transmitting apertures of the

pusher pulse, wherein the system is configured to transmit pushing pulses simultaneously when beam former transmission channels are connected to converting elements of transmitting apertures. Method of ultrasonic system for shear waves measurement includes switching of switch-multiplex switches for connection of transmission channels with conversion elements of more than one transmitting aperture of pushing pulse, wherein each of separate channels is connected with converting elements of transmitting apertures of pushing pulse, and actuation of signal sources of transmission channels for simultaneous transmission of pushing pulses from matrix converter.

EFFECT: use of inventions makes it possible to

reduce the time required for carrying out the necessary measurements of shear waves throughout the study area.

15 cl, 3 dwg



ФИГ. 2

RU 2715598 C2

RU 2715598 C2

По данной заявке испрашивается приоритет по предварительной заявке США № 62174091, поданной 11 июня 2015, включенной в настоящий документ по ссылке в полном объеме.

Данное изобретение относится к медицинским диагностическим ультразвуковым системам и, в частности, к зонду с ультразвуковым матричным преобразователем для ультразвуковых систем, которые выполняют измерения ригидности или эластичности ткани с использованием сдвиговых волн.

Одним из применений ультразвуковой диагностики является диагностика патологических изменений в теле на основе эластичности или жесткости тканей.

Например, опухоли или образования молочной железы с высокой ригидностью могут быть злокачественными, тогда как более мягкие и более податливые образования, вероятно, будут доброкачественными. Поскольку известно, что ригидность образования коррелирует со злокачественностью или доброкачественностью, то ультразвуковой метод, известный как эластография, может использоваться для предоставления врачу сведений, помогающих в диагностике и определении режима лечения.

Другим подходом к измерению эластичности является измерение сдвиговой волны. Когда в какой-то точке на теле нажимают и, затем, прекращают нажим, лежащая ниже ткань прижимается вниз, затем восстанавливается обратно, когда сжимающее усилие отпускают. Однако, поскольку ткань, испытывающая действие сжимающего усилия, постоянно соединена с окружающей тканью, то несжимаемая ткань, поперечная относительно вектора усилия, будет реагировать на перемещение вверх-вниз сжимаемой ткани. Эффект колебаний в данном поперечном направлении, называемый сдвиговой волной, является откликом окружающей ткани на направленное вниз сжимающее усилие. Кроме того, выяснилось, что усилие, необходимое для выталкивания ткани вниз, может быть создано давлением излучения от ультразвукового импульса, обычно называемого «толкающим импульсом». После того, как сжимающее усилие толкающего импульса закончится, и ткань вернется назад, инициируя ортогональную сдвиговую волну, для восприятия и измерения движения ткани под действием сдвиговых волн можно использовать прием ультразвука. Скорость сдвиговых волн определяется локальными механическими свойствами ткани. Сдвиговая волна будет распространяться с одной скоростью сквозь мягкую ткань и с другой, более высокой скоростью сквозь плотную ткань. Посредством измерения скорости сдвиговой волны в точке в теле получают информацию относительно характеристик ткани, например, о модуле упругости при сдвиге, модуле Юнга и динамической упругости при сдвиге. Поперечно распространяющаяся сдвиговая волна имеет небольшую скорость, обычно, несколько метров в секунду или меньше, что делает сдвиговую волну доступной для обнаружения, хотя данная волна быстро затухает через, самое большее, несколько сантиметров. Смотри, например, патент США 5606971 (Sarvazyan) и патент США 5810731 (Sarvazyan et al.). Поскольку одинаковый «толкающий импульс» можно повторять для каждого измерения, то метод сдвиговых волн допускает объективное количественное определение характеристик ткани с помощью ультразвука. Кроме того, скорость сдвиговых волн не зависит от интенсивности толкающего импульса, что делает измерение менее зависимым от пользователя.

Однако для получения серии наборов данных для анализа сдвиговых волн требуется время. Как упоминалось ранее, сдвиговые волны в ткани быстро затухают. Кроме того, смещение ткани, вызванное ультразвуковым толкающим импульсом, является незначительным, как правило, порядка 30 микрометров или меньше. Таким образом, обычно необходимо повторять измерение сдвиговой волны каждые несколько

миллиметров на всем протяжении диагностируемой ткани. Таким образом, было бы желательным иметь возможность сократить время, необходимое для проведения необходимых измерений сдвиговых волн на всем протяжении ткани или органа, подлежащих диагностике, например, путем проведения нескольких измерений

5 одновременно или создания сдвиговых волн большей амплитуды, которые все еще могут быть обнаружены после прохождения через большую длину ткани.

В некоторых аспектах настоящее изобретение относится к ультразвуковым системам. Например, настоящее изобретение относится к ультразвуковой системе, выполняющей анализ сдвиговых волн. Ультразвуковая система может включать в себя зонд и

10 передающий формирователь луча с заданным числом каналов передачи. Система также может включать в себя матрицу ультразвуковых преобразователей, расположенную в зонде, и имеющую некоторое число преобразовательных элементов, превышающее упомянутое заданное число. Система может включать в себя коммутатор-мультиплексор, подсоединенный между каналами передачи формирователя луча и элементами матрицы

15 преобразователей и может быть выполнена с возможностью избирательного соединения каждого из заданного упомянутого числа каналов передачи с преобразовательными элементами на множестве передающих апертур толкающего импульса. Система может быть выполнена с возможностью передачи множества толкающих импульсов одновременно, когда каналы передачи формирователя луча соединены с

20 преобразовательными элементами упомянутого множества передающих апертур.

В определенных аспектах каждый канал передачи дополнительно включает в себя источник сигнала передачи и усилитель. Источник сигнала передачи может включать в себя одно из генератора импульсов или цифровой памяти, сохраняющую форму сигнала передачи в цифровой форме. Матричный коммутатор или мультиплексор может

25 включать в себя множество однополюсных одноходовых переключателей. Система может быть выполнена с возможностью избирательного соединения каждого канала передачи путем замыкания одного или более из упомянутого множества переключателей на по меньшей мере один преобразовательный элемент.

В некоторых вариантах осуществления размер одной из передающих апертур равен

30 заданному числу преобразовательных элементов. Число каналов передающего формирователя луча может быть 128, а размер одной из передающих апертур равен 128 преобразовательным элементам. Система также может включать в себя кабель зонда, имеющий сигнальные линии, соединяющие каналы передачи передающего формирователя луча с коммутатором-мультиплексором. Зонд может включать в себя

35 ручку зонда и дистальный конец, причем коммутатор-мультиплексор расположен в ручке зонда, а матрица преобразователей расположена в дистальном конце.

Альтернативно, зонд может включать в себя ручку зонда и дистальный конец, причем коммутатор-мультиплексор и матрица преобразователей расположены в дистальном конце. В некоторых аспектах система может включать в себя соединитель зонда и

40 кабель зонда, имеющий сигнальные линии, соединяющие соединитель зонда с матрицей преобразователей, причем коммутатор-мультиплексор находится в соединителе зонда.

В некоторых аспектах настоящее изобретение может включать в себя способы работы ультразвуковой системы. Например, настоящее изобретение может включать в себя способ работы ультразвуковой системы для измерения сдвиговых волн, причем

45 ультразвуковая система имеет заданное число каналов передачи, каждый из которых имеет источник сигнала, и ультразвуковой матричный преобразователь, имеющий некоторое число преобразовательных элементов, которое больше заданного числа, и коммутатор-мультиплексор переключателей, соединяющих каналы передачи с

преобразовательными элементами. Способ может включать в себя замыкание переключателей коммутатора-мультиплексора для соединения каналов передачи с преобразовательными элементами более чем одной передающей апертурой толкающего импульса, причем каждый из множества отдельных каналов соединен с преобразовательными элементами из множества передающих апертур толкающего импульса, и приведения в действие источников сигналов каналов передачи для одновременной передачи множества толкающих импульсов из матричного преобразователя. В определенных аспектах, упомянутое приведение в действие может включать в себя приведение в действие источников сигналов каналов передачи для одновременной передачи множества идентичных толкающих импульсов параллельно от ультразвукового матричного преобразователя. Упомянутое число преобразовательных элементов для двух апертур из упомянутого множества передающих апертур толкающего импульса может быть больше заданного числа каналов передачи. Способы могут также включать в себя повторение этапов замыкания и приведения в действие с замкнутыми переключателями, переключенными для соединения каналов передачи с преобразовательными элементами различных передающих апертур толкающего импульса из упомянутого множества.

На чертежах:

Фигуре 1 иллюстрирует блок-схему системы диагностической ультразвуковой визуализации, которая осуществляет визуализацию сдвиговых волн с помощью зонда по настоящему изобретению.

Фигуре 2 представляет собой схематическое изображение каналов передающего формирователя луча, соединенных матричным коммутатором или мультиплексором с элементами матрицы преобразователей в соответствии с принципами настоящего изобретения.

На Фигуре 3 показаны возможные местоположения для матричного коммутатора или мультиплексора в зонде по настоящему изобретению, в том числе соединитель зонда и ручка зонда.

В некоторых вариантах осуществления настоящее изобретение относится к описанному зонду с ультразвуковым матричным преобразователем, который способен посылать множество толкающих импульсов одновременно для визуализации сдвиговых волн. Зонд управляется переключателями матричного коммутатора или мультиплексором, которые могут быть установлены для соединения отдельных каналов передающего формирователя луча ультразвуковой системы с множеством элементов различных передающих апертур матричного преобразователя. Таким образом, передающий формирователь луча может одновременно передавать множество поперечно разделенных толкающих импульсов из разных апертур зонда, вызывая одновременное генерирование множества сдвиговых волн для опроса или создания в теле конструктивной интерференции в форме с более мощной амплитудой сдвиговой волны.

Объектом настоящего изобретения является ультразвуковой зонд, подходящий для использования в процедурах визуализации сдвиговых волн для одновременной передачи множества толкающих импульсов для возбуждения сдвиговых волн. Предпочтительный зонд сконструирован для использования со стандартным формирователем луча ультразвуковой системы, который может иметь меньше каналов передачи, чем упомянутое число элементов матрицы преобразователей зонда. Например, это позволяет использовать зонд с матрицей преобразователей из более чем 128 элементов со стандартным передающим формирователем луча из 128 каналов. Это достигается с

помощью матричного коммутатора или коммутатора-мультиплексора, который избирательно соединяет каналы передающего формирователя луча с преобразовательными элементами множества апертур, так что передача приведет к нескольким толкающим импульсам, передаваемым из упомянутого множества апертур преобразователя. Раньше зонды использовались с мультиплексорами для избирательного соединения каналов формирователя луча с элементами матричного преобразователя. Известным примером является переключение активной апертуры вдоль матрицы зонда с линейной матрицей, операция, обычно называемая «гусеничный след». Например, восемь каналов формирователя луча могут быть переведены из одного конца матрицы из 128 элементов на другой для передачи и приема луча в каждом положении вдоль матрицы. Как передающая, так и принимающая апертуры переключаются вдоль матрицы, а переключение обычно выполняется в формирователе луча системы, а не самого зонда. Одновременно посылается и принимается только один пучок. В патенте США № 8161817 (Robinson и др.) показан «гусеничный след» принимаемых сигналов на принимающий формирователь луча посредством микро-формирователя луча в двумерном матричном преобразователе. Другое хорошо известное использование переключения зонда, известное как синтетическая апертура, обычно выполняемое, если каналов формирователя луча при приеме меньше, чем имеется элементов преобразователя.

В этом методе передача выполняется дважды с помощью полной апертуры преобразователя, а прием каждый раз выполняется разными половинами апертуры. Принятые полу-апертуры затем объединяются для формирования полной апертуры, как описано, например, в патенте США № 6050942 (Rust и др.). Однако для передачи по всей апертуре каждый раз должно быть достаточно каналов передачи. Другой способ, в котором используется меньшее число каналов формирователя луча, чем элементов матрицы, известен как сложенная апертура, который использует преимущества симметрии апертуры для посылки и приема сигналов парами преобразовательных элементов. Например, рассмотрим пятиэлементную апертуру из элементов 1-5, где элемент №3 является центральным элементом. Элементы могут быть сопоставлены парами так, что элементы №1 и №5 подсоединены к одному каналу принимающего формирователя луча при приеме, как и элементы №2 и №4, причем центральный элемент №3 подсоединен к его собственному каналу для формирования луча. Смотри, например, Патент США №5893363 (Little и др.) Такое же образование пар может быть выполнено при передаче. Однако сложенные апертуры могут использоваться только для направления пучков прямо вперед; когда пучки следуют из стороны в сторону, симметрично расположенные элементы требуют разных задержек и образование пар не может быть выполнено.

Вышеприведенные примеры в основном относятся к элементам и переключению каналов во время приема, а вся передача и прием состоят только из одного луча за раз. Причина этого заключается в том, что ультразвук используется главным образом для визуализации, а использование множества передающих лучей во время визуализации вызовет деградацию изображения, известную как помехи. При приеме сигналы, принимаемые для принимаемого луча от одного переданного луча, будут загрязнены эхо-сигналами, принятыми от другого переданного луча, который появится в реконструированном изображении как помехи. Был выдвинут ряд предложений для передачи множества лучей, поскольку это должно уменьшить время сканирования поля изображения и, следовательно, увеличить частоту кадров при отображении. Патент США №7537567 (Jago и др.) является одним из таких предложений, которое пытается

уменьшить помехи, передавая одновременно множество визуализирующих лучей в резко расходящихся направлениях. Авторы изобретения признают проблему помех, что видно из нескольких предупредительных мер, которые они рекомендуют в конце патента, чтобы минимизировать проблему. Авторы настоящего изобретения воспользовались тем, что визуализация сдвиговых волн не является обычной визуализацией с помощью эхо-сигналов, но имеет своей целью измерение поперечно распространяющейся сдвиговой волны, возникающей в результате толкающего импульса. Эхо-сигналы, возвращающиеся при передаче самого толкающего импульса, не используются для анатомической визуализации, и, следовательно, помехи изображения не являются проблемой.

При проектировании реализации настоящего изобретения возникает вопрос, где расположить переключатели матрицы или мультиплексора. При визуализации с линейной матрицей, как описано выше, переключатели для переключения апертур находятся в базовой стойке системы, как правило, на выходе формирователя луча. При реализации настоящего изобретения можно разместить переключатели в базовой стойке системы, если это необходимо, но в большинстве случаев это создало бы потребность в нестандартном формирователе луча системы и контактном гнезде в преобразователе. Одним из требований при реализации настоящего изобретения является его использование со стандартной ультразвуковой системой со стандартными контактными гнездами у зонда. Это приводит ко второму возможному местоположению, соединитель зонда на конце кабеля зонда, который соединяет зонд с базовой стойкой системы. Известно, например, как расположить усилитель для терапевтического зонда в соединителе зонда, как показано в публикации заявки на патент США № 2008/0228075, а также как расположить там запоминающие устройства, которые информируют ультразвуковую систему о рабочих характеристиках зонда, как описано в патенте США № 4868476 (Respaut). Однако расположение переключателей в соединителе зонда приведет к тому, что кабель будет иметь большое число проводников сигналов, по одному для каждого элемента матрицы, нежелательно увеличивая размер и вес кабеля зонда. Таким образом, предпочтительное местоположение переключателей находится в самом корпусе зонда, что позволяет использовать как легкий кабель зонда, так и использовать зонд со стандартной ультразвуковой системой.

Обратимся теперь к ФИГУРЕ 1, где в виде блок-схемы показана ультразвуковая система, предназначенная для измерения сдвиговых волн и используемая с ультразвуковым зондом по настоящему изобретению. Ультразвуковой зонд 10 имеет матрицу 12 преобразователей из преобразовательных элементов, которые работают для передачи и приема ультразвуковых сигналов. Матрица может быть одномерной (1D) или двумерной (2D) матрицей преобразовательных элементов. В сконструированном варианте осуществления матричный преобразователь представляет собой так называемую матрицу 1,25D, имеющую центральную азимутальную строку элементов, по обе стороны которой имеется несколько параллельных строк для обеспечения ограниченной фокусировки в направлении высоты. Матрица каждого типа может сканировать 2-мерную плоскость, и двумерную матрицу можно применять для сканирования объемной области перед матрицей. Кабель 40 зонда соединяет зонд с базовой стойкой ультразвуковой системы. В ультразвуковой системе элементы матрицы соединены с передающим формирователем 18 луча и приемным многострочным формирователем 20 луча посредством переключателя 14 передачи/приема (T/R) 14. Передающие формирователи луча хорошо известны в области техники и описаны, например, в публикации заявки на патент США № 2013/0131511 (Peterson и др.), патенте

США 6937176 (Freeman и др.), патенте США 7715204 (Miller), и патенте США 5581517 (Gee и др.). Как описано в этих публикациях, передающий формирователь луча для матричного преобразователя имеет множество каналов, каждый из которых может передавать импульс возбуждения или форму сигнала в независимо запрограммированное время по отношению к другим каналам. Это представляет собой избирательную относительную синхронизацию применения сигналов возбуждения к отдельным преобразовательным элементам, которые обеспечивают фокусировку и управление переданным пучком. Координация передачи и приема формирователями лучей управляется контроллером 16 формирователя луча, который управляется при работе пользователя с пользовательской панели 38 управления. Пользователь может оперировать панелью управления, чтобы давать команды ультразвуковой системе передать, например, один толкающий импульс или множество толкающих импульсов одновременно в течение визуализации сдвиговых волн. Многострочный принимающий формирователь луча создает множество пространственно разделенных линий приема (А-линий) эхо-сигналов в течение одного интервала передачи-приема. Многострочные формирователи луча, как те, что описаны, например, в патенте США 6482157 (Robinson), патенте США 6695783 (Henderson и др.) и патенте США 8137272 (Cooley и др.), известны области техники. Эхо-сигналы обрабатываются путем фильтрации, подавления шумов и т.п. в процессоре 22 обработки сигналов, затем сохраняются в памяти 24 А-линий, цифровой памяти, в которой хранятся данные эхо-сигнала, полученные по линиям А. Отличающиеся по времени выборки А-линий, относящиеся к одному и тому же местоположению пространственного вектора, связаны друг с другом в ансамбль эхо-сигналов, относящихся к общей точке в поле изображения. Радиочастотные эхо-сигналы последовательно производимых выборок А-линий от одного пространственного вектора взаимно коррелируют в кросс-корреляторе 26 радиочастотных сигналов А-линий, процессор, запрограммированный для выполнения взаимной корреляции данных сигнала, чтобы сформировать последовательность выборок смещения ткани для каждой выборочной точки на векторе. В альтернативном варианте А-линии от пространственного вектора можно обрабатывать по доплеровской частоте для обнаружения движения сдвиговой волны вдоль вектора, или можно воспользоваться другими фазочувствительными методами. Пиковый детектор 28 волнового фронта способен реагировать на обнаружение смещения сдвиговой волны вдоль вектора А-линии для обнаружения максимума смещения сдвиговой волны в каждой выборочной точке на А-линии. В предпочтительном варианте осуществления данная задача выполняется процессором, выполняющим подбор аппроксимирующей кривой, хотя, если требуется, можно воспользоваться другими интерполяционными методами. Момент времени, в который наблюдается максимум смещения сдвиговой волны, отмечается в связи с моментами времени того же события в других местоположениях А-линии, при этом, все моменты отмечаются в общей системе отсчета времени, и полученная информация вводится в детектор 30 скорости волнового фронта, процессор, который вычисляет скорость сдвиговой волны дифференцированием по моментам времени максимального смещения на соседних А-линиях. Эта информация о скорости выдается в карту 32 отображения скоростей, хранящуюся в буфере, которая указывает скорость сдвиговой волны в разных точках пространства в 2-мерном или 3-мерном поле изображения. Карта отображения скорости вводится в процессор 34 изображений, который обрабатывает карту скорости, предпочтительно, с наложением анатомического ультразвукового изображения ткани, для отображения на устройстве 36 отображения изображений. Дополнительную информацию о компонентах ультразвуковой системы,

показанной на ФИГУРЕ 1, можно найти в патентной публикации США № 2013/0131511 (Peterson и др.)

На ФИГУРЕ 3 показан зонд 10 по настоящему изобретению, который показывает два возможных местоположения для матричного коммутатора или мультиплексора, описанного выше. На левой стороне чертежа находится соединитель 80 зонда, который, как видно, соединен с зондом 10 с помощью кабеля 40 зонда. Типичный кабель зонда может иметь до двух метров в длину. Матричный коммутатор или мультиплексор 60' может находиться в соединителе 80 зонда и соединяться с матрицей 12 преобразователей в зонде с помощью кабеля 40. Однако, как указано выше, это нежелательным образом увеличило бы число проводников сигналов в кабеле и, следовательно, размер и вес кабеля, так как для каждого элемента матрицы должен быть проводник сигналов. Предпочтительное место для матричного коммутатора или мультиплексора находится в ручке 11 зонда 10, как указано посредством Sw 60 и также показано на ФИГУРЕ 1. Если в зонде используется микро-формирователь луча, то также возможно реализовать матричный коммутатор или мультиплексор в твердотельном виде как часть микро-формирователя луча, следом за матричным преобразователем 12 на дистальном конце зонда. На этом чертеже также показано типичное изображение (сканирование) поля 70 перед дистальным концом зонда. Поле изображения также может быть прямолинейным по форме, когда используется сканирование линейной матрицей.

На Фигуре 2 представлено схематическое изображение зонда с матричным преобразователем, сконструированного в соответствии с принципами настоящего изобретения. В этом примере матричный преобразователь 12 содержит 320 элементов, помеченных e1 - e320. Передающий формирователь луча представляет собой 128-канальный формирователь луча, с каналами 50, показанными в нижней части чертежа. Каждый канал передачи формирователя луча содержит источник 54 сигнала передачи, который может быть генератором импульсов, таким, как представленный в публикации заявки на патент США № 2011/0237953 (Olsson и др.) или в патенте США 6540682 (Leavitt и др.), или цифровую память, сохраняющую форму сигнала передачи в цифровой форме. В последнем случае во время передачи цифровой сигнал выгружается из памяти и преобразуется в аналоговый сигнал аналого-цифровым преобразователем. Смотри в патенте США 5581517 (Gee и др.) пример этой формы передающего формирователя луча. Для толкающего импульса используются импульсы с высотой MI и большой длительностью, так что передается достаточная энергия для перемещения ткани вниз вдоль направления луча и вызывает развитие сдвиговой волны. В некоторых вариантах осуществления можно использовать импульсы от 50 до 1000 микросекунд. Например, каждый толкающий импульс может быть длительным импульсом продолжительностью от 50 до 200 микросекунд. Один пример - 100 микросекунд. В определенных вариантах осуществления могут использоваться более длинные импульсы в диапазоне от 400 до 1000 микросекунд. Переданный импульс или сигнал затем усиливается усилителем 52 и вводится в преобразовательный элемент. В этом примере формы сигналов передачи передаются по сигнальным линиям кабеля 40 зонда на матричный коммутатор или мультиплексор 60 в зонде. В этой реализации каждый канал формирователя луча соединен однополюсным одноходовым переключателем S_n с одним, двумя или тремя элементами eN преобразователя. Таким образом, каждый усилитель 52 имеет достаточную выходную мощность для одновременного управления импедансами одного, двух или трех преобразовательных элементов. Канал 1, например, соединен переключателем S_1 с первым элементом e1, а также другими переключателями (не показаны) с элементами e129 и e257, причем число промежутков между элементами

равно числу каналов 128. Другие наборы соединений расположены аналогично. Представленная схема показывает некоторые из переключателей для передачи одновременно двух толкающих импульсов PP_1 и PP_2 из одной 128-элементной апертуры от e_{23} до e_{159} и другой 128-элементной апертуры от e_{160} до e_{287} . Канал 32 соединен посредством S_{32} с элементом e_{32} и посредством S_{160} с элементом e_{160} . Во время передачи оба этих переключателя замыкаются, чтобы параллельно управлять самым левым элементом каждой апертуры. Канал 32 также соединен с элементом S_{288} посредством переключателя S_{288} , но этот переключатель остается открытым в этой примерной конфигурации апертуры. Аналогично, канал 33 соединен переключателями S_{33} и S_{161} с ведущими элементами e_{33} и e_{161} двух апертур, пока переключатель S_{289} канала 33 остается открытым. Каждая апертура имеет центральный элемент, e_{96} и e_{224} , который отмечает центральную ось соответствующего толкающего импульса и управляется из канала 96 посредством закрытия переключателей S_{96} и S_{224} , соответственно. Канал 96 является одним из каналов, который соединен только с двумя преобразовательными элементами. При работе источник 54 сигналов каждого канала приводится в действие в соответствующее время, когда передаваемый толкающий импульс направляется и фокусируется в нужном направлении и на требуемой глубине. Идентичные толкающие импульсы PP_1 и PP_2 таким образом передаются одновременно и параллельно, чтобы возбудить одну или две сдвиговых волны. В типичной реализации с типичным шагом элементов расстояние между центральными осями 128-элементных апертур будет около 20 мм. Установив другие комбинации переключателей и/или используя другие размеры апертур, оси толкающего импульса могут быть сдвинуты вдоль матрицы и переданы из других мест апертуры и с другими промежутками. Один или множество толкающих импульсов могут быть переданы сколь угодно раз, и последовательные толкающие импульсы могут быть применены, как описано в вышеупомянутой публикации заявки на патент США № 2013/0131511 (Peterson и др.).

После передачи толкающего импульса переключатели матрицы или мультиплексора открываются, и матрица 12 работает для выборки и измерения результирующей сдвиговой волны. Когда используется система, показанная на ФИГУРЕ 1, передаются сфокусированные следящие импульсы и результирующие эхосигналы принимаются зондом 10 в окрестности толкающего импульса, который генерирует сдвиговую волну. Типичный передаваемый следящий импульс является коротким импульсом, обычно, одно- или двухпериодным, с частотой, подходящей для проникновения на исследуемую глубину, например, 7-8 МГц. Выборка каждого вектора следящего импульса производится периодически, с чередованием во времени, так что движение ткани, вызываемое сдвиговой волной, можно обнаруживать, когда оно происходит в местоположении каждого вектора следящего импульса, предпочтительно, посредством корреляции данных эхо-сигналов от последовательных опросов вектора. По мере того, как сдвиговая волна двигается в поперечном направлении от оси толкающего импульса, позиционирование следящих импульсов также можно перемещать в поперечном направлении, чтобы следовать за распространением сдвиговой волны. Данные от периодически производимых выборок векторов следящих импульсов обрабатываются для получения моментов времени, в которые сдвиговая волна вызывает максимальное смещение в каждой точке вектора следящего импульса, предпочтительно, методами кросс-корреляции, подбора аппроксимирующей кривой или интерполяции последовательных измерений смещения. Анализ моментов времени, в которые точки

на соседних выборочных векторах испытывают максимальное смещение, дает результат измерения, соответствующий скорости сдвиговой волны в конкретных местоположениях векторов, при этом, изменения скорости указывают на ткани разной ригидности или эластичности. Так как сдвиговые волны быстро затухают, то данные о сдвиговой волне
 5 обычно невозможно собрать со всего поля 70 изображения с помощью единственного вектора толкающего импульса. Поэтому, процесс повторяют в других местоположениях в ткани для получения результатов измерений скорости сдвиговой волны в другой области ткани. Зонд по настоящему изобретению может сократить время, необходимое для этого, позволяя определять несколько местоположений, которые будут измеряться
 10 в одно и то же время, или создавать более сильные сдвиговые волны. Процесс повторяют, пока данные о волне сдвига не собраны по всему требуемому полю изображения. Информация относительно скорости, предпочтительно, представляется в виде двух- или трехмерного изображения ткани, цветокодированного данными о скорости волны сдвига в точках на изображении.

Следует отметить, что различные варианты осуществления, описанные выше и проиллюстрированные, например, примерной ультразвуковой системой, показанной на ФИГУРЕ 1, могут быть реализованы посредством аппаратных средств, программного обеспечения или их сочетания. Различные варианты осуществления и/или компоненты, например, модули или компоненты и контроллеры в них, также могут
 20 быть реализованы как часть одного или более компьютеров или микропроцессоров. Компьютер или процессор может включать в себя вычислительное устройство, устройство ввода, блок отображения и интерфейс, например, для доступа к сети Интернет. Компьютер или процессор может включать в себя микропроцессор. Микропроцессор может быть подсоединен к коммуникационной шине, например, для
 25 доступа к системе PACS (системе хранения и передачи изображений). Компьютер или процессор может также включать в себя память. Память может включать в себя оперативное запоминающее устройство (ОЗУ) и постоянное запоминающее устройство (ПЗУ). Компьютер или процессор дополнительно могут включать в себя запоминающее устройство, которое может быть жестким диском или сменным накопителем, таким
 30 как накопитель на гибких магнитных дисках, накопитель на оптических дисках, твердотельный флэш-накопитель и т.п. Запоминающее устройство также может быть другим аналогичным средством для загрузки компьютерных программ или других инструкций в компьютер или процессор.

Как использовано в настоящем документе, термин «компьютер» или «модуль», или
 35 «процессор» может включать в себя любую систему на основе процессора или микропроцессора, в том числе системы с использованием микроконтроллеров, компьютеры (RISC) с архитектурой сокращенного набора команд, ASIC, логические схемы и любую другую схему или процессор, способный выполнять функции, описываемые в настоящем документе. Приведенные выше примеры являются только
 40 примерными и, следовательно, не предназначены для ограничения каким-либо образом определения и/или значения этих терминов.

Компьютер или процессор выполняет набор инструкций, которые хранятся в одном или более элементах запоминающего устройства, для обработки входных данных. Элементы запоминающего устройства также могут хранить данные или другую
 45 информацию по желанию или по необходимости. Элемент запоминающего устройства может иметь форму источника информации или элемента физической памяти в вычислительной машине.

Набор инструкций может включать в себя различные команды, которые дают

команды компьютеру или процессору, в качестве вычислительной машины, выполнять конкретные операции, такие как способы и процессы различных вариантов осуществления изобретения. Набор инструкций может иметь вид программного продукта. Программное обеспечение может иметь различные формы, такие как системное программное обеспечение или прикладное программное обеспечение, и которое может быть реализовано в качестве материального и невременного машиночитаемого носителя. Кроме того, программное обеспечение может быть представлено в виде набора отдельных программ или модулей, программного модуля в рамках большей программы или части программного модуля. Программное обеспечение также может включать в себя модульное программирование в форме объектно-ориентированного программирования. Обработка входных данных вычислительной машиной может осуществляться в ответ на команды оператора или в ответ на результаты предыдущей обработки, или в ответ на запрос, сделанный другой вычислительной машиной.

Кроме того, ограничения следующей формулы изобретения не записываются в формате «плюс-функция» и не предназначены для интерпретации на основе 35 U.S.C. 112, шестой абзац, до тех пор, пока такие ограничения изобретения явно не используют фразу «средство для», за которой следует заявление о функции, лишенное дальнейшей структуры.

(57) Формула изобретения

1. Ультразвуковая система, выполняющая анализ сдвиговых волн, содержащая зонд и имеющая передающий формирователь луча с заданным числом каналов передачи, причем система содержит:

матрицу ультразвуковых преобразователей, расположенную в зонде и имеющую некоторое число преобразовательных элементов, превышающее упомянутое заданное число; и

коммутатор-мультиплексор, подсоединенный между каналами передачи формирователя луча и элементами матрицы преобразователей и выполненный с возможностью избирательного соединения каждого из упомянутого заданного числа каналов передачи с преобразовательными элементами на передающих апертурах толкающего импульса,

причем система выполнена с возможностью передачи толкающих импульсов одновременно, когда каналы передачи формирователя луча соединены с преобразовательными элементами упомянутых передающих апертур.

2. Ультразвуковая система по п.1, причем каждый канал передачи дополнительно включает в себя источник сигнала передачи и усилитель.

3. Ультразвуковая система по п.2, причем источник сигнала передачи включает в себя одно из генератора импульсов или цифровой памяти, сохраняющей форму сигнала передачи в цифровой форме.

4. Ультразвуковая система по п.1, причем коммутатор-мультиплексор включает в себя однополюсные одноходовые переключатели.

5. Ультразвуковая система по п.4, выполненная с возможностью избирательного соединения каждого канала передачи путем замыкания одного или более из упомянутых переключателей на по меньшей мере один преобразовательный элемент.

6. Ультразвуковая система по п.1, причем размер одной из передающих апертур равен заданному числу преобразовательных элементов.

7. Ультразвуковая система по п.1, причем упомянутое число каналов передающего

формирователя луча равно 128, а размер одной из передающих апертур равен 128 преобразовательным элементам.

8. Ультразвуковая система по п.1, дополнительно содержащая кабель зонда, имеющий сигнальные линии, соединяющие каналы передачи передающего формирователя луча с коммутатором-мультиплексором.

9. Ультразвуковая система по п.8, причем зонд дополнительно содержит ручку зонда и дистальный конец,

причем коммутатор-мультиплексор расположен в ручке зонда, а матрица преобразователей расположена в дистальном конце.

10. Ультразвуковая система по п.8, причем зонд дополнительно содержит ручку зонда и дистальный конец,

причем коммутатор-мультиплексор и матрица преобразователей расположены в дистальном конце.

11. Ультразвуковая система по п.1, дополнительно содержащая соединитель зонда и кабель зонда, имеющий сигнальные линии, соединяющие соединитель зонда с матрицей преобразователей,

причем коммутатор-мультиплексор находится в соединителе зонда.

12. Способ работы ультразвуковой системы для измерения сдвиговых волн, причем ультразвуковая система имеет заданное число каналов передачи, каждый из которых имеет источник сигнала, и ультразвуковой матричный преобразователь, имеющий некоторое число преобразовательных элементов, которое больше упомянутого заданного числа, и коммутатор-мультиплексор переключателей, соединяющих каналы передачи с преобразовательными элементами, причем способ включает в себя:

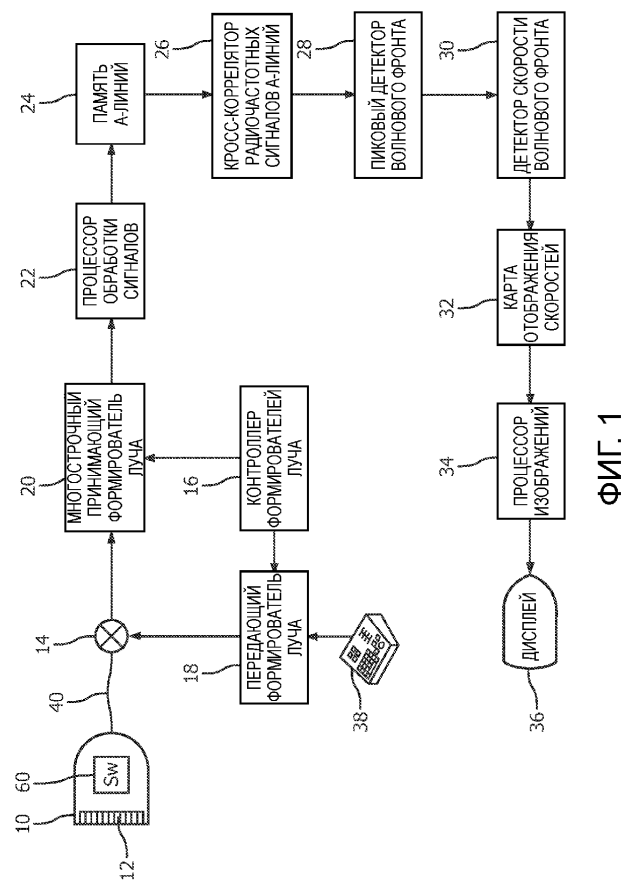
замыкание переключателей коммутатора-мультиплексора для соединения каналов передачи с преобразовательными элементами более чем одной передающей апертуры толкающего импульса, причем каждый из отдельных каналов соединен с преобразовательными элементами передающих апертур толкающего импульса; и

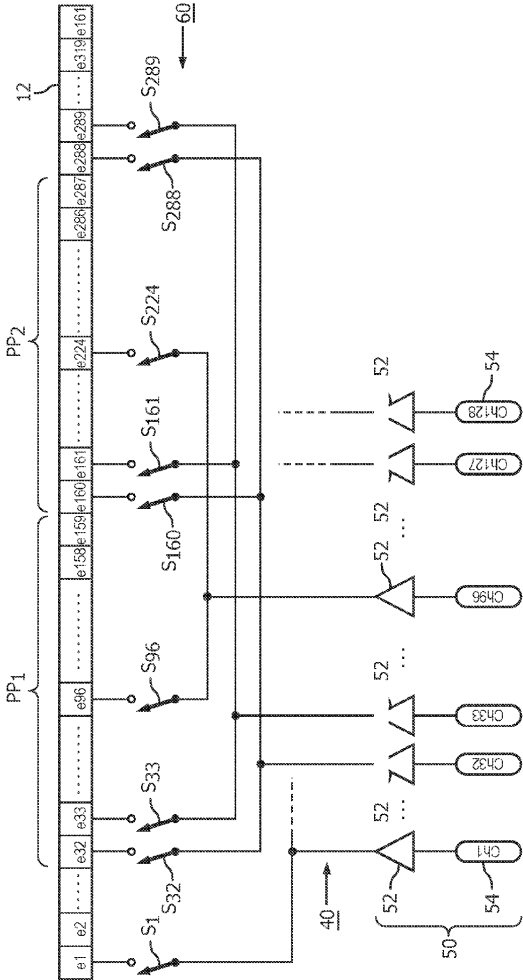
приведение в действие источников сигналов каналов передачи для одновременной передачи толкающих импульсов из матричного преобразователя.

13. Способ по п.12, причем упомянутое приведение в действие содержит приведение в действие источников сигналов каналов передачи для одновременной передачи идентичных толкающих импульсов параллельно от ультразвукового матричного преобразователя.

14. Способ по п.12, причем упомянутое число преобразовательных элементов двух апертур из упомянутых передающих апертур толкающего импульса больше заданного числа каналов передачи.

15. Способ по п.12, дополнительно содержащий повторение этапов замыкания и приведения в действие с замкнутыми переключателями, переключенными для соединения каналов передачи с преобразовательными элементами различных передающих апертур толкающего импульса из упомянутых апертур.





ФИГ. 2

3/3

