

R U 2 7 1 3 0 3 6 C 2



(19) RU (11) 2 713 036⁽¹³⁾ C2
(51) МПК
G01S 15/89 (2006.01)

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК
G01S 15/89 (2019.08)

(21)(22) Заявка: 2018102882, 28.06.2016

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
28.06.2016

Дата регистрации:
03.02.2020

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
29.06.2015 US 62/185,966

(43) Дата публикации заявки: 29.07.2019 Бюл. № 22

(45) Опубликовано: 03.02.2020 Бюл. № 4

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 29.01.2018

(86) Заявка РСТ:
IB 2016/053845 (28.06.2016)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2017/002007 (05.01.2017)

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

(72) Автор(ы):

ОУЭН Нейл (NL),
КЮНКЕЛЬ III Харри Амон (NL)

(73) Патентообладатель(и):
КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: US 6497660 B1, 24.12.2002. EP 1881347
A1, 23.01.2008. US 7652410 B2, 26.01.2010. US
6057632 A, 02.05.2000. RU 2360241 C2, 27.06.2009.
SU 1439486 A1, 23.11.1988.

(54) УЛЬТРАЗВУКОВАЯ СИСТЕМА С АСИММЕТРИЧНЫМИ СИГНАЛАМИ ПЕРЕДАЧИ

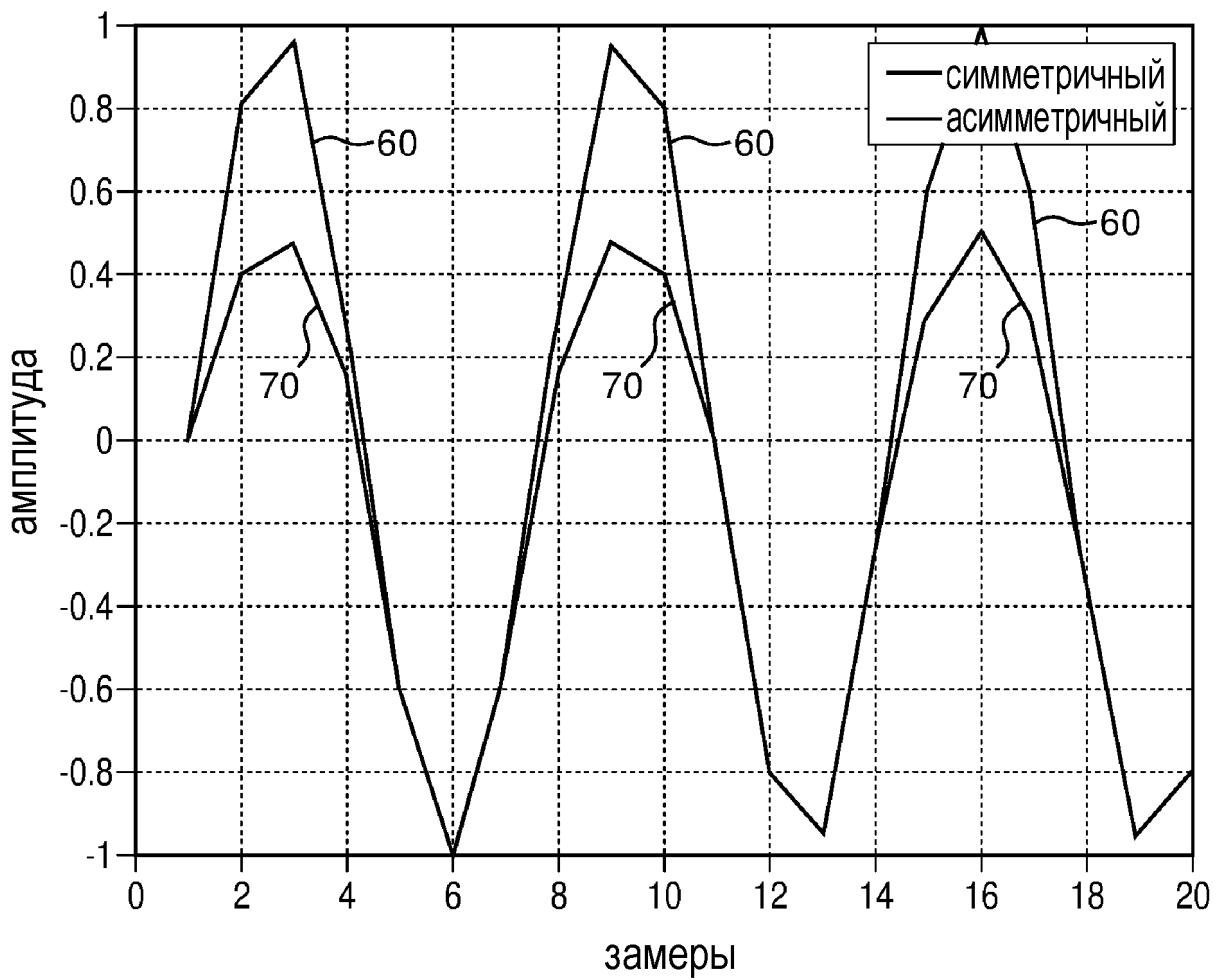
(57) Реферат:

Использование: для передачи ультразвуковой энергии в тело. Сущность изобретения заключается в том, что ультразвуковая система для передачи ультразвуковой энергии в тело содержит ультразвуковой зонд с решеткой ультразвуковых элементов-преобразователей и формирователь луча передачи с каналами передачи, связанными с ультразвуковыми элементами-преобразователями и выполненными с возможностью подачи асимметричных сигналов

передачи на упомянутые элементы во время их соответствующих интервалов передачи, при этом каждый канал передачи содержит аппаратное адресуемое запоминающее устройство или сдвиговый регистр, выполненные с возможностью хранения цифровых данных сигналов передачи. Технический результат: обеспечение возможности создания большой акустической выходной мощности, а также повышение надежности устройства. 13 з.п. ф-лы, 4 ил.

R U 2 7 1 3 0 3 6 C 2

R U 2 7 1 3 0 3 6 C 2



ФИГ.3

R U 2 7 1 3 0 3 6 C 2

R U
2 7 1 3 0 3 6
C 2

R U
2 7 1 3 0 3 6
C 2

RUSSIAN FEDERATION



(19) RU (11)

2 713 036⁽¹³⁾ C2

(51) Int. Cl.
G01S 15/89 (2006.01)

FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(52) CPC
G01S 15/89 (2019.08)

(21)(22) Application: 2018102882, 28.06.2016

(24) Effective date for property rights:
28.06.2016

Registration date:
03.02.2020

Priority:

(30) Convention priority:
29.06.2015 US 62/185,966

(43) Application published: 29.07.2019 Bull. № 22

(45) Date of publication: 03.02.2020 Bull. № 4

(85) Commencement of national phase: 29.01.2018

(86) PCT application:
IB 2016/053845 (28.06.2016)

(87) PCT publication:
WO 2017/002007 (05.01.2017)

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

(72) Inventor(s):

OUEN Nejl (NL),
KYUNKEL III Kharri Amon (NL)

(73) Proprietor(s):

KONINKLEJKE FILIPS N.V. (NL)

(54) ULTRASOUND SYSTEM WITH ASYMMETRIC TRANSMISSION SIGNALS

(57) Abstract:

FIELD: physics.

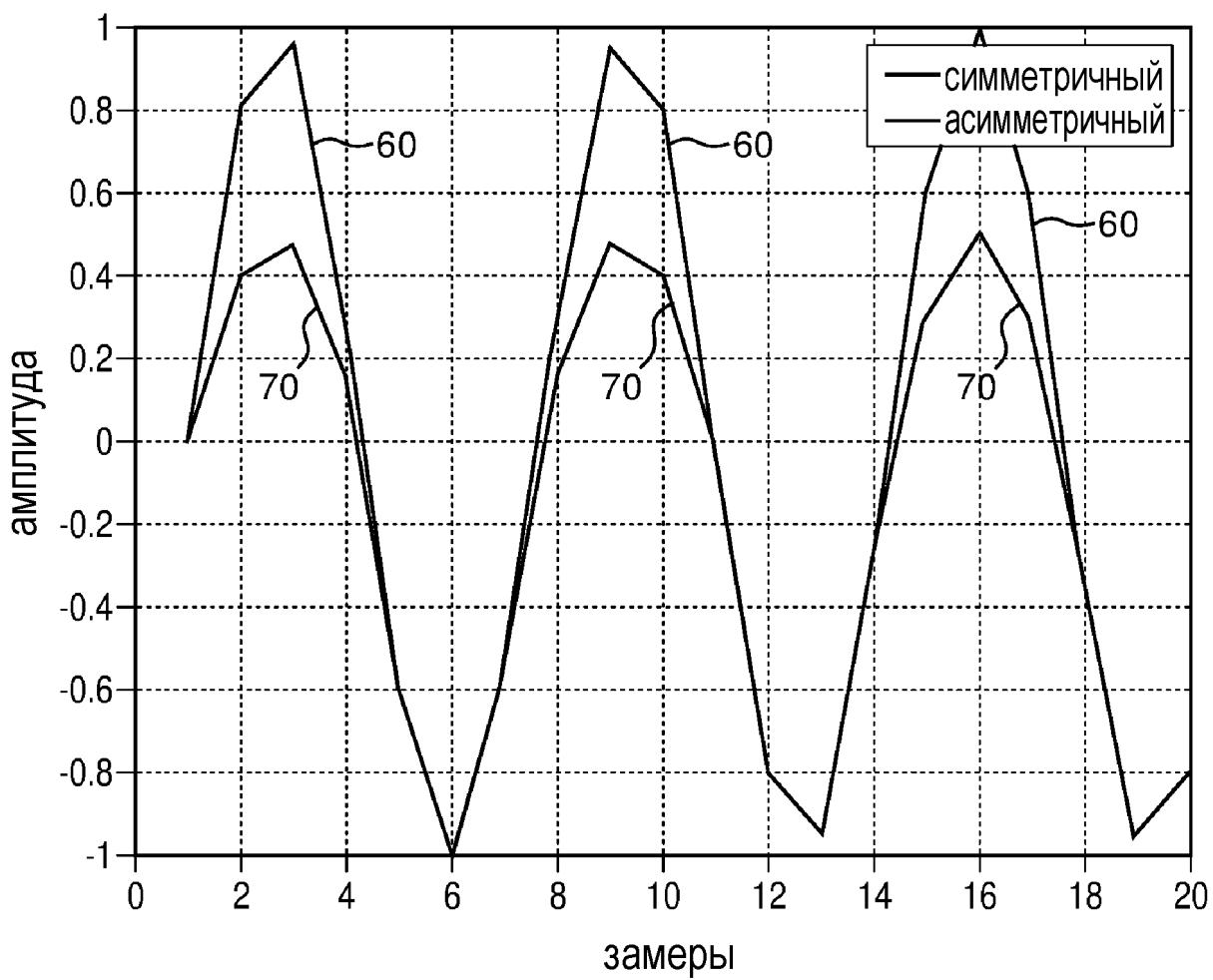
SUBSTANCE: use: for transmitting ultrasound energy to the body. Summary of invention consists in the fact that ultrasonic system for transmitting ultrasonic energy to a body comprises an ultrasonic probe with a grid of ultrasonic transducer elements and transmission beam shaper with transmission channels connected to ultrasonic transducers and configured to supply asymmetric transmission signals to said elements during

their respective transmission intervals, wherein each transmission channel comprises a hardware addressable memory or a shift register configured to store digital data of transmission signals.

EFFECT: technical result is enabling creation of high acoustic output power, as well as high reliability of the device.

14 cl, 4 dwg

R U 2 7 1 3 0 3 6 C 2



ФИГ.3

R U 2 7 1 3 0 3 6 C 2

Это изобретение относится к медицинским диагностическим ультразвуковым системам и, конкретно, к ультразвуковой системе, которая производит асимметричные сигналы передачи для поддержания поляризации ультразвукового зонда с решеткой преобразователей.

- 5 Ультразвуковой зонд передает ультразвуковые волны и принимает ультразвуковые эхо-сигналы с использованием пьезоэлектрических элементов-преобразователей, которые механически отклоняются при возбуждении высоковольтным сигналом и преобразуют вибрации в результате принимаемых эхо-сигналов в электрические сигналы. Традиционно эти пьезоэлектрические элементы изготавливаются из керамического
- 10 материала, такого как PZT (цирконат-титанат свинца), поликристаллического керамического материала, предпочтительного из-за его большей механической эффективности. PZT является поликристаллическим керамическим материалом. Около пятидесяти лет назад исследования привели к разработкам монокристаллических материалов для ультразвуковых преобразователей, таких как PZN-PT (ниобат цинка-15 свинца - титанат свинца) и PMN-PT (ниобат магния-свинца - титанат свинца). При использовании здесь термин монокристалл используется для обозначения ориентированных пьезоэлектрических кристаллов, в которых кристалл содержит очень мало доменов (причем все они выровнены в одном направлении для обеспечения максимального суммарного пьезоэлектрического отклика), и монодоменных кристаллов,
- 20 в которых кристалл содержит единственный домен материала, ориентированный для обеспечения максимального пьезоэлектрического отклика. По сравнению с керамикой PZT-типа, монокристаллы PZN-PT и PMN-PT были разработаны с большей эффективностью преобразования электрической энергии в механическую энергию и наоборот. Следовательно, преобразователи на монокристаллах являются
- 25 предпочтительными для многих диагностических ультразвуковых применений, таких как гармоническая визуализация. См., например, патент США № 6532819 (Chen и др.).

Однако эти новые материалы имеют свои собственные ограничения. Было обнаружено, что эти материалы имеют более низкие температуры Кюри и меньшие электрические коэрцитивные поля, чем типичные керамики PZT-типа, используемые для медицинской визуализации. Эти меньшие электрические коэрцитивные поля делают эти монокристаллические материалы более восприимчивыми к уменьшению электрической поляризации при использовании в применениях, требующих больших электрических возбуждающих полей, а также длительной передачи большой энергии. При изготовлении ультразвукового преобразователя, пьезоэлектрический материал в преобразователе может подвергаться процессу поляризации, также известному как поляризация, для улучшения чувствительности и эффективности элементов-преобразователей. Во время поляризации пьезоэлектрический материал подвергают воздействию большего электрического поля, чем электрическое коэрцитивное поле этого материала. Поляризующее поле прикладывают в течение интервала времени, достаточного для выравнивания доменов для обеспечения суммарной электрической поляризации в этом материале. Поляризация материала при повышенных температурах может ускорить этот процесс и сократить интервал времени, требуемый для достижения поляризации. После охлаждения и снятия поляризующего поля, выровненные пьезоэлектрические домены становятся фиксированными по ориентации.

40 45 Когда преобразователь подвергается воздействию высоких длительных напряжений во время работы, это выравнивание может быть нарушено, что приводит к уменьшению электрической поляризации и уменьшению чувствительности и эффективности преобразователя. Это уменьшение электрической поляризации известно как

деполяризация. Для предотвращения деполяризации к пьезоэлектрическим элементам преобразователя может быть приложено электрическое поле смещения постоянным током для противодействия электрическим полям, которые могут деполяризовать пьезоэлектрический материал, причем оно также не приводит к уменьшению

- 5 радиочастотного (RF) поля, используемого в работе преобразователей. К сожалению, добавление электрического поля смещения постоянным током требует наличия дополнительных электрических компонентов в ручке преобразователей и увеличивает сложность конструкции. Таким образом, было бы желательно иметь способ для поддержания поляризации пьезоэлектрического материала без использования
- 10 электрического смещения постоянным током.

Одним из применений диагностического ультразвука является диагностирование поражений в теле посредством эластичности или жесткости ткани. Одним подходом к измерению эластичности является измерение волны сдвига. Когда точка в теле

- 15 сжимается, затем освобождается, примыкающая ткань сжимается сверху вниз, затем разжимается обратно, когда сжимающая сила исчезает. Но поскольку ткань, где прикладывается сжимающая сила, непрерывно соединена с окружающей тканью, несжатая ткань, поперечная вектору силы, будет откликаться на перемещение вверх-вниз сжатой ткани. Пульсирующий эффект в этом поперечном направлении, называемый волной сдвига, является откликом в окружающей ткани на направленную вниз
- 20 сжимающую силу. Волна сдвига будет перемещаться с одной скоростью через мягкую ткань и с другой, более высокой скоростью, через твердую ткань. Посредством измерения скорости волны сдвига в точке в теле получают информацию в отношении патологически релевантных характеристик ткани в этом местоположении. Было показано, что сила, необходимая для толкания ткани вниз, может быть создана
- 25 давлением излучения от ультразвукового импульса, обычно называемого «толчковым импульсом». Толчковые импульсы являются обычно длинными (сотни микросекунд) импульсами, создаваемыми при подаче длительных высоковольтных сигналов возбуждения на преобразователь, который подвергается опасности уменьшения электрической поляризации. Поскольку один и тот же «толчковый импульс» обычно
- 30 повторяется для измерений с шагом приращения сантиметрового размера по всему телу, технология волн сдвига может значительно увеличить проблему уменьшения электрической поляризации, особенно когда зонд имеет преобразователь из монокристаллического материала.

В некоторых аспектах настоящее изобретение обеспечивает ультразвуковые системы,

- 35 которые передают ультразвуковую энергию в тело. Ультразвуковые системы могут включать в себя ультразвуковой зонд с решеткой ультразвуковых элементов-преобразователей и формирователь луча передачи с каналами передачи, связанными с ультразвуковыми элементами-преобразователями и выполненными с возможностью подачи асимметричных сигналов передачи на упомянутые элементы во время их
- 40 соответствующих интервалов передачи. Формирователь луча передачи может быть выполнен с возможностью подачи асимметричных радиочастотных сигналов, и/или система может включать в себя цепь смещения постоянным током, а асимметричные сигналы могут включать в себя симметричный радиочастотный сигнал со смещением постоянным током.

- 45 В некоторых аспектах элементы-преобразователи могут включать в себя пьезоэлектрические керамические элементы-преобразователи, которые могут быть монокристаллическими элементами-преобразователями. Монокристаллические элементы-преобразователи могут быть выполнены из множества материалов, таких

как монокристаллические PMN-PT, PZN-PT или PIN-PMN-PT.

В некоторых аспектах системы могут включать в себя переключатель T/R (передача/прием), связывающий каждый канал передачи с элементом-преобразователем, и необязательно кабель зонда, связывающий переключатели T/R с элементами-
5 преобразователями.

В некоторых аспектах ультразвуковые элементы-преобразователи могут включать в себя отрицательно поляризованные элементы-преобразователи, и в таких примерах асимметричные сигналы передачи имеют среднее значение амплитуды, которое является отрицательным относительно нулевого опорного напряжения. Ультразвуковые
10 элементы-преобразователи могут включать в себя положительно поляризованные элементы-преобразователи, и асимметричные сигналы передачи могут иметь среднее значение амплитуды, которое является положительным относительно нулевого опорного напряжения.

В некоторых аспектах каждый канал передачи может включать в себя аппаратное

15 адресуемое запоминающее устройство или сдвиговый регистр, выполненные с возможностью хранения цифровых данных сигналов передачи. Каждый канал передачи может также включать в себя цифро-аналоговый преобразователь, выполненный с возможностью приема цифровых данных сигналов передачи для преобразования этих данных в аналоговый сигнал передачи. Каждый канал передачи может включать в себя
20 высоковольтный усилитель передачи, выполненный с возможностью приема аналогового сигнала передачи и подачи высоковольтного сигнала передачи на элемент-преобразователь.

В некоторых аспектах настоящее изобретение включает в себя использование асимметричных сигналов передачи в комбинации с эластографией волн сдвига. По
25 существу, в некоторых вариантах осуществления асимметричные сигналы передачи могут включать в себя сигналы передачи толчковых импульсов. Сигналы передачи толчковых импульсов могут составлять по продолжительности, например, 50-1000 микросекунд.

На чертежах:

30 Фигура 1 показывает в форме блок-схемы ультразвуковую диагностическую систему визуализации, которая возбуждает элементы решетки преобразователей зонда асимметричными сигналами передачи.

Фигура 2 является схематичной иллюстрацией двух каналов формирователя луча передачи, связанных с двумя элементами решетки преобразователей.

35 Фигура 3 является графиком измеренных форм сигналов передачи, показывающим асимметричный сигнал передачи по настоящему изобретению.

Фигура 4 показывает главные компоненты ультразвукового зонда согласно одному варианту осуществления настоящего изобретения.

В некоторых вариантах осуществления настоящего изобретения описана

40 ультразвуковая система, которая возбуждает элементы-преобразователи зонда асимметричными сигналами передачи. Асимметрия амплитуды сигнала передачи создает электрическое поле с большими амплитудами в направлении, которое усиливает поляризацию пьезоэлектрического материала, и меньшими амплитудами в направлении, которое является противоположным и уменьшает поляризацию пьезоэлектрического

45 материала. Асимметричные сигналы передачи усиливают поляризацию, поскольку суммарная энергия, подаваемая на элемент-преобразователь в течение длительности импульса передачи, создает суммарные механические и электрические силы, которые действуют для поддержания доменов в выровненном состоянии и поддержания

поляризации.

Теперь со ссылкой на фиг. 1 в форме блок-схемы показана ультразвуковая система, которая производит асимметричные сигналы передачи для ультразвукового зонда согласно принципам настоящего изобретения. В показанной реализации ультразвуковая 5 система предназначена для передачи толчковых импульсов для измерения волн сдвига в теле. Ультразвуковой зонд 10 имеет решетку 12 преобразователей из элементов-преобразователей, которые выполнены с возможностью передачи и приема ультразвуковых сигналов. Элементы решетки 12 преобразователей выполняют из пьезоэлектрического керамического материала, такого как PZT, PMN-PT, PZN-PT или 10 PIN-PMN-PT (ниобат индия-свинца - ниобат магния-свинца - титанат свинца). Решетка может быть изготовлена в виде одномерной (1D) или двухмерной (2D) решетки элементов-преобразователей. Решетка обоих типов может сканировать двухмерную плоскость, и двухмерная решетка может быть использована для сканирования объемной 15 области перед решеткой. Кабель 40 зонда соединяет зонд с центральным процессором ультразвуковой системы. Фиг. 4 является видом сбоку типичного ультразвукового зонда 10, причем кабель 40 зонда прикреплен к проксимальному концу ручки зонда. Решетка 12 преобразователей находится на дистальном конце 11 зонда и выполнена с возможностью передачи ультразвуковых сигналов и приема эхо-сигналов в пределах 20 сканирования перед зондом, когда дистальный конец находится в акустическом контакте с телом пациента.

Элементы решетки преобразователей зонда 10 связаны с формирователем 18 луча передачи и многолинейным формирователем 20 луча приема в ультразвуковой системе посредством переключателя 14 передачи/приема (T/R). Формирователи луча передачи общезвестны в данной области техники и описаны, например, в патентной публикации 25 США № 2013/0131511 (Peterson и др.), патенте США № 6937176 (Freeman и др.), патенте США № 7715204 (Miller) и патенте США № 5581517 (Gee и др.), каждый из которых полностью включен в данный документ посредством ссылки. Как описано в этих публикациях, формирователь луча передачи для решетки преобразователей имеет множественные каналы, каждый из которых может передавать сигнал или импульс, 30 или форму сигнала возбуждения для элемента-преобразователя в независимо запрограммированный момент времени относительно других каналов. Это - выбираемая относительная синхронизация подачи сигналов возбуждения на отдельные элементы-преобразователи, которая обеспечивает фокусировку и управление лучом передачи. Координацией передачи и приема формирователями луча управляет контроллер 16 35 формирователя луча, который управляется за счет работы пользователя пользовательской панели 38 управления. Пользователь может управлять панелью управления для предписания ультразвуковой системе передавать, например, единственный толчковый импульс или множественные одновременные толчковые импульсы во время визуализации волн сдвига. Многолинейный формирователь луча 40 приема производит множественные пространственно отдельные линии приема (A-линии) эхо-сигналов во время единственного интервала передачи-приема. Многолинейные формирователи луча известны в данной области техники и описаны, например, в патенте США № 6482157 (Robinson), патенте США № 6695783 (Henderson и др.) и патенте США № 8137272 (Cooley и др.), каждый из которых полностью включен 45 в данный документ посредством ссылки. Эхо-сигналы обрабатываются посредством фильтрации, шумопонижения и т.п. сигнальным процессором 22, затем сохраняются в памяти 24 A-линий, цифровой памяти, которая сохраняет данные эхо-сигналов, принимаемых по A-линиям. Отдельные во времени замеры A-линий, относящиеся к

одному и тому же местоположению пространственного вектора, связаны друг с другом в совокупности эхо-сигналов, относящихся к общей точке в поле изображения.

Радиочастотные эхо-сигналы последовательной выборки А-линий одного и того же пространственного вектора взаимно коррелируются радиочастотным кросс-

- 5 коррелятором 26 А-линий, процессором, запрограммированным на выполнение взаимной корреляции данных сигналов, для создания последовательности замером смещения ткани для каждой точки выборки на векторе. Альтернативно, А-линии пространственного вектора могут быть обработаны с использованием эффекта Доплера для детектирования движения волн сдвига вдоль вектора, или могут быть использованы
- 10 другие фазочувствительные технологии. Пиковый детектор 28 волнового фронта откликается на детектирование смещения волны сдвига вдоль вектора А-линий с детектированием пика смещения волны сдвига в каждой точке выборки на А-линии. В предпочтительном варианте осуществления это осуществляется процессором, выполняющим аппроксимацию кривой, хотя при необходимости также могут быть
- 15 использованы взаимная корреляция и другие интерполяционные технологии. Момент времени, в который происходит пик смещения волны сдвига, отмечают относительно моментов времени того же самого события в других местоположениях А-линий, все моменты времени относительно общей привязки по времени, и эту информацию передают на детектор 30 скорости волнового фронта, процессор, который
- 20 дифференциально вычисляет скорость волны сдвига из моментов времени смещений пиков на смежных А-линиях. Эту информацию о скорости связывают в карту 32 отображения скорости, хранимую в буфере, которая указывает скорость волны сдвига в пространственно разных точках в поле двухмерного (2D) или трехмерного (3D) изображения. Карту отображения скорости передают на процессор 34 изображения,
- 25 который обрабатывает карту скорости, предпочтительно накладывая анатомическое ультразвуковое изображение ткани, для отображения на устройстве 36 отображения изображения. Дополнительные подробности компонентов ультразвуковой системы по фиг. 1 можно найти в патентной публикации США № 2013/0131511 (Peterson и др.), которая полностью включена в данный документ посредством ссылки.

- 30 Фиг. 2 является схематичным чертежом компонентов двух каналов формирователей луча передачи и приема, связанных переключателями 14 T/R и сигнальными линиями кабеля 40 зонда с элементами e_M и e_{M+1} решетки преобразователей зонда с N элементами. Переключатели 14 T/R показаны установленными в положение передачи. При установке в положение приема, переключатель связывает элемент-преобразователь с усилителем 42, 52 на входе в канал формирователя луча приема. Переключатели T/R являются доступными для приобретения на рынке, например, TX810 компании Texas Instruments, Даллас, Техас, США. При показанной установке для передачи канал формирователя 18 луча передачи связан с элементом-преобразователем. Каждый канал 49, 50 передачи в показанной реализации имеет аппаратное адресуемое запоминающее устройство или сдвиговый регистр 48, 58, в который загружены цифровые данные сигнала передачи, показанного иллюстрациями выборочных форм сигнала. При наступлении момента времени передачи элементом, связанным с каналом, ультразвукового сигнала во время интервала передачи, сохраненные цифровые данные сигнала адресуют или синхронно отправляют из запоминающего устройства или сдвигового регистра на цифро-аналоговый преобразователь 46, 56. Этот преобразователь преобразует цифровые данные в аналоговый сигнал передачи, который усиливается высоковольтным усилителем 44, 54 передачи. Пиковые напряжения возбуждения на элементах-преобразователях обычно находятся в диапазоне от 5 до 100 вольт, в зависимости от
- 35
- 40
- 45

режима визуализации. Высоковольтный сигнал передачи подается на элемент-преобразователь e_M, e_{M+1} посредством переключателя 14 T/R и сигнальной линии кабеля 40 зонда.

Согласно принципам настоящего изобретения, сигналы передачи, подаваемые на элементы-преобразователи, являются асимметричными относительно опорного потенциала нуль вольт, как показано на фиг. 3. Этот чертеж формы сигнала показывает замеры общепринятого симметричного сигнала 60 передачи и асимметричного сигнала 70 передачи. Симметричный сигнал 60 передачи изменяется в диапазоне между пиками +1 и -1 и имеет среднее значение амплитуды около нуля. Асимметричный сигнал 70 передачи изменяется в диапазоне от положительного пика, равного 0,5, до отрицательного пика, равного -1, и имеет отрицательное среднее значение около -0,25. При подаче на отрицательно поляризованный элемент-преобразователь, асимметричная форма 70 сигнала усиливает отрицательную поляризацию. При использовании положительно поляризованного преобразователя, асимметрия синусоидальной формы сигнала передачи будет иметь больший положительный пик и/или длительность, чем ее отрицательная фаза, и будет иметь положительное среднее значение для усиления положительной поляризации.

Другим вариантом осуществления сигналов передачи, которые усиливают поляризацию преобразователя, является комбинация симметричного радиочастотного сигнала и напряжения смещения постоянным током. Этот вариант осуществления включает в себя дополнительные схемы в преобразователе или ультразвуковой системе для создания смещения постоянным током. В практической реализации цепь смещения постоянным током может быть размещена между конденсатором связи по переменному току и элементами-преобразователями решетки преобразователей. Смещение постоянным током может быть сгенерировано в пределах модуля преобразователей или подано на него из ультразвуковой системы. Преимущество этого альтернативного варианта осуществления состоит в том, что он позволяет использовать более простые схемы сигналов передачи в пределах ультразвуковой системы.

Асимметричный сигнал передачи (например, асимметричный радиочастотный сигнал или комбинация симметричного радиочастотного сигнала и напряжения смещения постоянным током) согласно настоящему изобретению является особенно предпочтительным в случае высоковольтных сигналов большой длительности, таких как сигналы, используемые для создания толчкового импульса для диагностики с использованием волн сдвига. Для толчкового импульса, импульсы с большим индексом модуляции (MI) (например, 1,5-1,9) и большими длительностями используются таким образом, чтобы передавалась достаточная энергия для смещения ткани вниз по направлению луча и обеспечения развития волны сдвига. В типичной реализации толчковый импульс является длинным импульсом с длительностью от 50 до 1000 микросекунд. Типичная длительность составляет, например, 500 микросекунд. При использовании общепринятых симметричных сигналов передачи существует значительный риск уменьшения электрической поляризации элементов-преобразователей, тогда как асимметричные сигналы передачи могут фактически усиливать поляризацию. Это происходит, конкретно, в случае, когда элементы-преобразователи выполнены из монокристаллического материала, который будет деполяризоваться при меньших электрических полях, чем традиционный материал PZT. Использование асимметричных сигналов передачи позволяет элементам-преобразователям выдерживать существенно более высокое напряжение передачи без деградации, что, в свою очередь, позволяет обеспечить большую акустическую

выходную мощность и улучшенную надежность.

(57) Формула изобретения

1. Ультразвуковая система для передачи ультразвуковой энергии в тело, содержащая:

5 ультразвуковой зонд с решеткой ультразвуковых элементов-преобразователей и формирователь луча передачи с каналами передачи, связанными с ультразвуковыми элементами-преобразователями и выполненными с возможностью подачи асимметричных сигналов передачи на упомянутые элементы во время их соответствующих интервалов передачи, при этом каждый канал передачи содержит

10 аппаратное адресуемое запоминающее устройство или сдвиговый регистр, выполненные с возможностью хранения цифровых данных сигналов передачи.

2. Ультразвуковая система по п. 1, в которой элементы-преобразователи дополнительно содержат пьезоэлектрические керамические элементы-преобразователи.

3. Ультразвуковая система по п. 2, в которой пьезоэлектрические керамические элементы-преобразователи дополнительно содержат монокристаллические элементы-преобразователи.

4. Ультразвуковая система по п. 3, в которой монокристаллические элементы-преобразователи дополнительно содержат монокристаллические PMN-PT (ниобат магния-свинца - титанат свинца), PZN-PT (ниобат цинка-свинца - титанат свинца) или PIN-PMN-PT (ниобат индия-свинца - ниобат магния-свинца - титанат свинца).

5. Ультразвуковая система по п. 1, дополнительно содержащая переключатель T/R (передачи/приема), связывающий каждый канал передачи с элементом-преобразователем.

6. Ультразвуковая система по п. 1, дополнительно содержащая кабель зонда, связывающий переключатели T/R (передачи/приема) с элементами-преобразователями.

7. Ультразвуковая система по п. 1, в которой ультразвуковые элементы-преобразователи дополнительно содержат отрицательно поляризованные элементы-преобразователи и

30 в которой асимметричные сигналы передачи имеют среднее значение амплитуды, которое является отрицательным относительно нулевого опорного напряжения.

8. Ультразвуковая система по п. 1, в которой ультразвуковые элементы-преобразователи дополнительно содержат положительно поляризованные элементы-преобразователи и

35 в которой асимметричные сигналы передачи имеют среднее значение амплитуды, которое является положительным относительно нулевого опорного напряжения.

9. Ультразвуковая система по п. 1, в которой каждый канал передачи дополнительно содержит цифро-аналоговый преобразователь, предназначенный для приема цифровых данных сигналов передачи с преобразованием этих данных в аналоговый сигнал передачи.

40 10. Ультразвуковая система по п. 9, в которой каждый канал передачи дополнительно содержит высоковольтный усилитель передачи, предназначенный для приема аналогового сигнала передачи и подачи высоковольтного сигнала передачи на элемент-преобразователь.

11. Ультразвуковая система по п. 1, в которой асимметричные сигналы передачи дополнительно содержат сигналы передачи толчковых импульсов.

45 12. Ультразвуковая система по п. 11, в которой сигналы передачи толчковых импульсов дополнительно создают толчковые импульсы с длительностью от 50 до 1000 микросекунд.

13. Ультразвуковая система по п. 1, в которой формирователь луча передачи дополнительно выполнен с возможностью подачи асимметричных радиочастотных сигналов.

14. Ультразвуковая система по п. 1, причем эта система содержит цепь смещения постоянным током, а асимметричные сигналы содержат симметричный радиочастотный сигнал со смещением постоянным током.

10

15

20

25

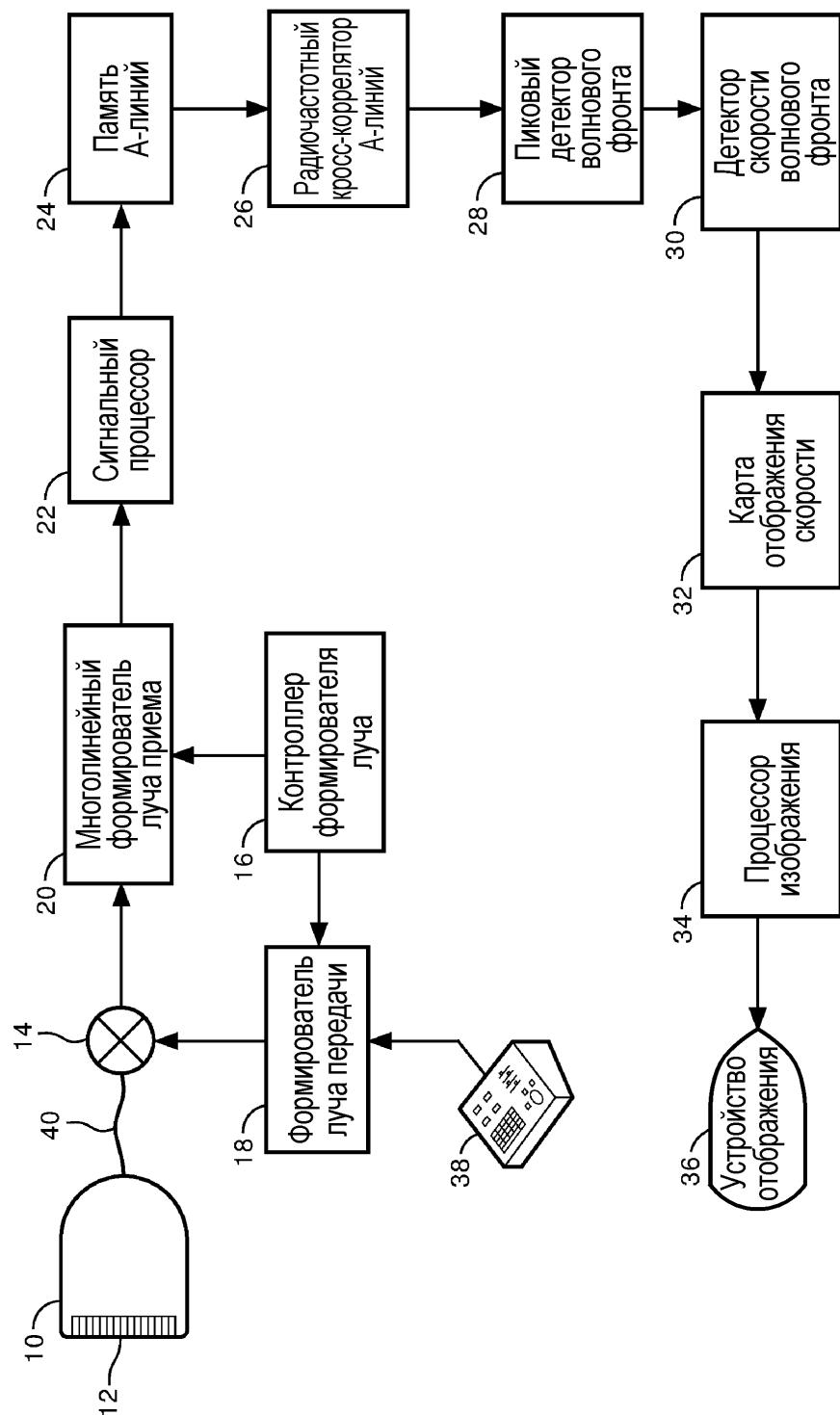
30

35

40

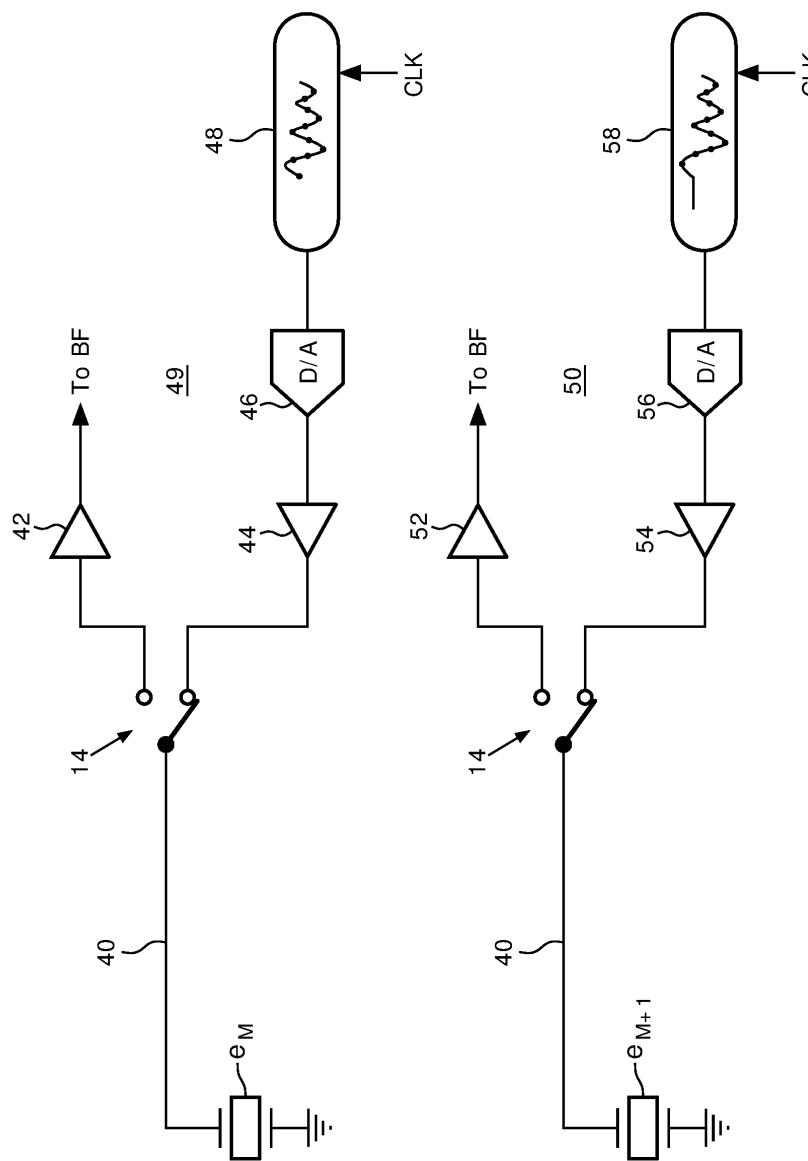
45

1/3



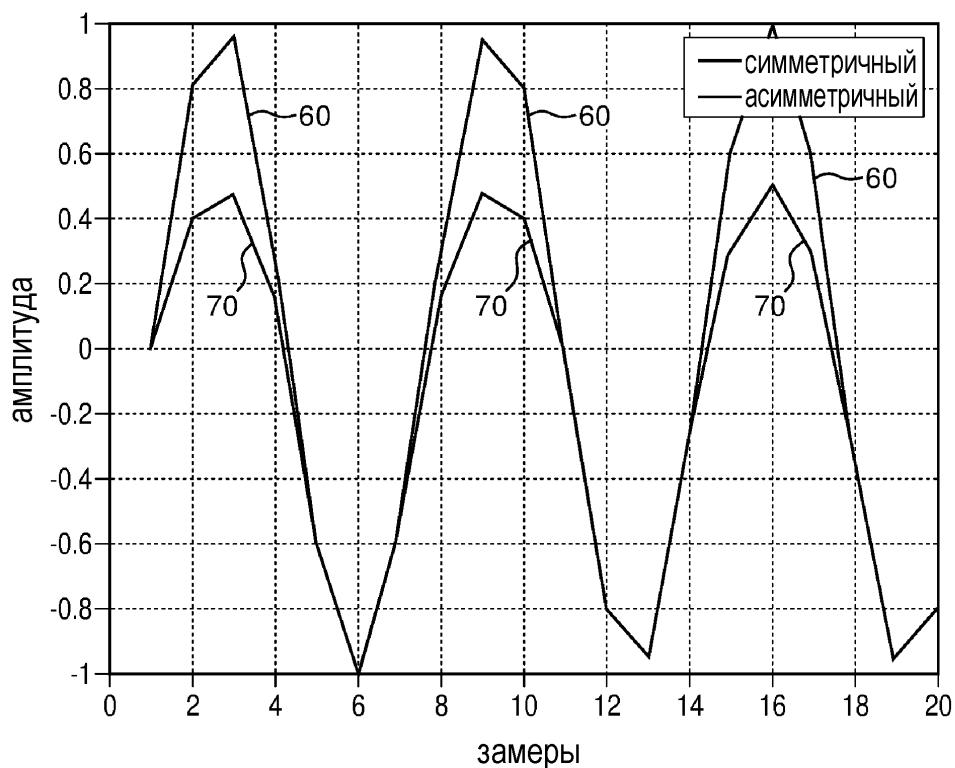
ФИГ.1

2/3

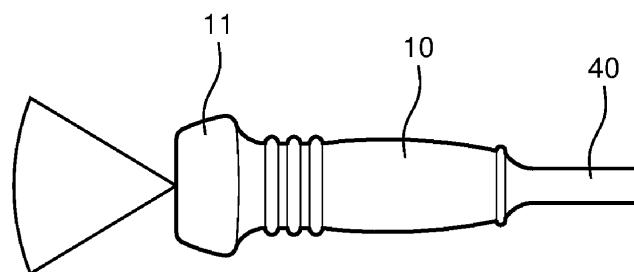


ФИГ.2

3/3



ФИГ.3



ФИГ.4