



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61B 34/20 (2013.01); A61B 8/0841 (2013.01); A61B 8/12 (2013.01)

(21)(22) Заявка: 2016131480, 02.01.2015

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
02.01.2015

Дата регистрации:
24.05.2019

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
02.01.2014 US 61/922,882

(43) Дата публикации заявки: 07.02.2018 Бюл. № 4

(45) Опубликовано: 24.05.2019 Бюл. № 15

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 02.08.2016

(86) Заявка РСТ:
IB 2015/050023 (02.01.2015)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2015/101949 (09.07.2015)

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

(72) Автор(ы):

ВИНЬОН Франсуа Ги Жерар Мари (NL),
ДЖАИН Амит Кумар (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: US 2011245659 A1, 06.10.2011. US
2013041252 A1, 14.02.2013. US 2010298704 A1,
25.11.2010. RU 2256169 C1, 10.07.2005.

(54) ОРИЕНТАЦИЯ И ОТСЛЕЖИВАНИЕ ПОЛОЖЕНИЯ ИНСТРУМЕНТА ОТНОСИТЕЛЬНО ПЛОСКОСТИ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

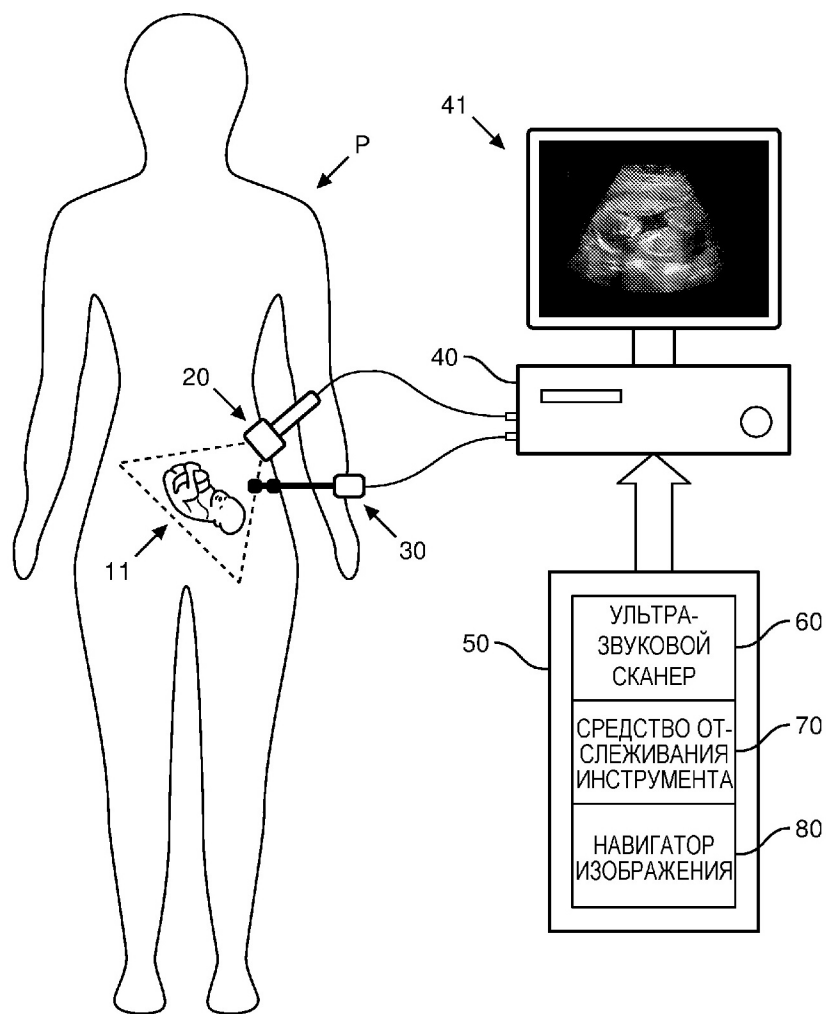
(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицинской технике, а именно к средствам ориентации и отслеживания положения инструмента относительно плоскости ультразвукового изображения. Система навигации инструмента содержит ультразвуковой зонд, включающий в себя решетку преобразователей, выполненную с возможностью создания плоскости акустического изображения для сканирования анатомической области, и дополнительно содержащий один или более ультразвуковой преобразователь

относительно решетки преобразователей, ультразвуковой сканер, интервенционный инструмент, выполненный с возможностью навигации в анатомической области относительно плоскости акустического изображения и содержащий один или более ультразвуковой преобразователь, причем один или более ультразвуковой преобразователь ультразвукового зонда и один или более ультразвуковой преобразователь интервенционного инструмента выполнены с

возможностью создания по меньшей мере одного ультразвукового отслеживающего сигнала, указывающего расстояние интервенционного инструмента относительно плоскости акустического изображения, когда осуществляется навигация интервенционного инструмента в анатомической области, средство отслеживания инструмента, функционально связанное с одним или более ультразвуковым преобразователем ультразвукового зонда и одним или более ультразвуковым преобразователем интервенционного инструмента для отслеживания расстояния интервенционного инструмента относительно плоскости акустического изображения в ответ на создание по меньшей мере одного ультразвукового отслеживающего сигнала, и навигатор изображения для отображения графического значка на ультразвуковом изображении анатомической области, создаваемом ультразвуковым сканером, для иллюстрации отслеживания средством отслеживания инструмента расстояния интервенционного инструмента относительно плоскости акустического изображения, причем навигатор изображения выполнен с возможностью монотонного изменения графического значка в ответ на отслеживание

средством отслеживания инструмента расстояния интервенционного инструмента относительно плоскости акустического изображения. Во втором варианте исполнения системы навигации инструмента один или более ультразвуковой преобразователь ультразвукового зонда и один или более ультразвуковой преобразователь интервенционного инструмента выполнены с возможностью создания по меньшей мере одного ультразвукового отслеживающего сигнала, указывающего расстояние интервенционного инструмента относительно плоскости акустического изображения, когда осуществляется навигация интервенционного инструмента и по меньшей мере одного ультразвукового преобразователя в анатомической области. В третьем варианте исполнения системы навигатор изображения выполнен с возможностью изменения по меньшей мере одного из размера, формы и цвета графического значка в ответ на отслеживание средством отслеживания инструмента расстояния интервенционного инструмента относительно плоскости акустического изображения. Использование изобретений позволяет облегчить отслеживание и визуализацию инструмента. 3 н. и 12 з.п. ф-лы, 8 ил.



ФИГ. 3



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(52) CPC

A61B 34/20 (2013.01); **A61B 8/0841** (2013.01); **A61B 8/12** (2013.01)(21)(22) Application: **2016131480, 02.01.2015**(24) Effective date for property rights:
02.01.2015Registration date:
24.05.2019

Priority:

(30) Convention priority:
02.01.2014 US 61/922,882(43) Application published: **07.02.2018 Bull. № 4**(45) Date of publication: **24.05.2019 Bull. № 15**(85) Commencement of national phase: **02.08.2016**(86) PCT application:
IB 2015/050023 (02.01.2015)(87) PCT publication:
WO 2015/101949 (09.07.2015)

Mail address:

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

(72) Inventor(s):

**VINON Fransua Gi Zherar Mari (NL),
DZHAIN Amit Kumar (NL)**

(73) Proprietor(s):

KONINKLEJKE FILIPS N.V. (NL)(54) **ORIENTATION AND TRACKING OF TOOL POSITION RELATIVE TO ULTRASOUND IMAGE PLANE**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: group of inventions relates to medical equipment, specifically to means of orientation and tracking of position of instrument relative to plane of ultrasonic image. Instrument navigation system comprises an ultrasonic probe including a transducer array configured to create an acoustic image plane for scanning an anatomical region, and further comprising one or more ultrasonic transducers relative to transducers array, ultrasonic scanner, an intervention instrument configured to navigate in the anatomical region relative to the plane of the acoustic image and comprising one or more ultrasonic transducers, wherein

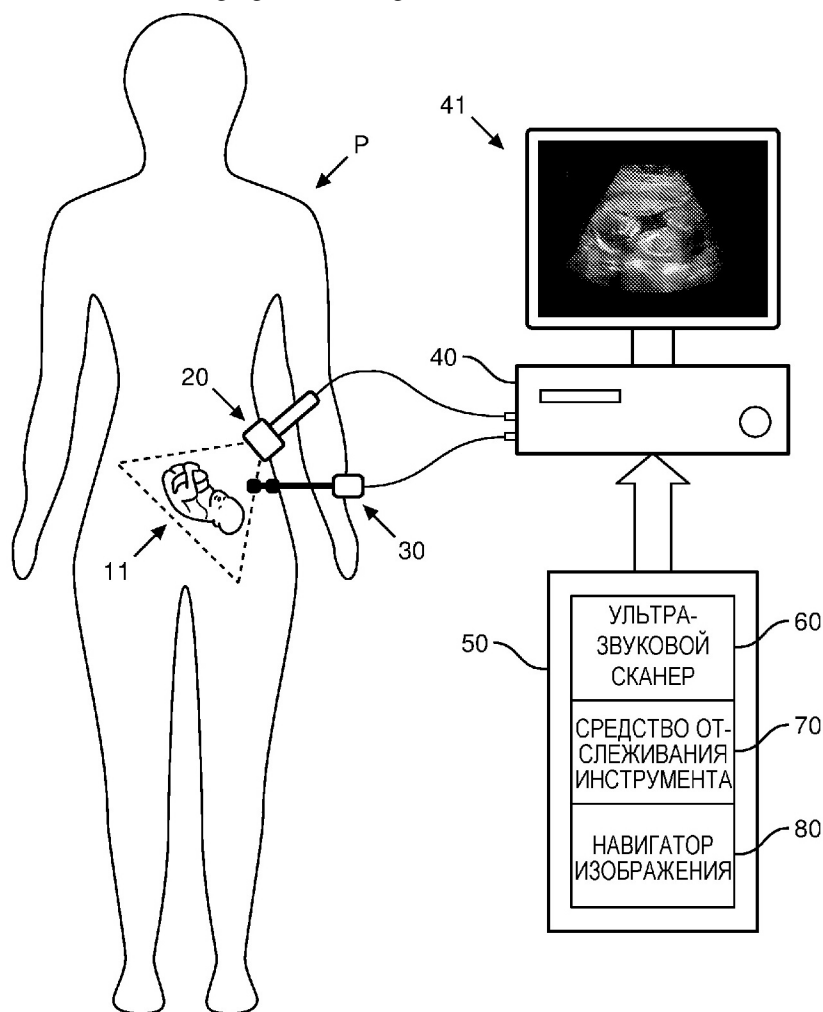
one or more ultrasonic probe ultrasonic transducers and one or more ultrasonic transducer of the interventional instrument are configured to generate at least one ultrasonic tracking signal indicating the distance of the intervention tool relative to the plane of the acoustic image, when interventional tool navigation is performed in anatomical area, tool tracking tool, functionally connected to one or more ultrasonic probe ultrasound transducer and one or more ultrasonic transducer of an intervention tool to track distance of intervention tool relative to plane of acoustic image in response to creation of at least one ultrasonic tracking signal, and an image navigator for displaying a graphic icon on an

ultrasonic image of the anatomical region created by the ultrasonic scanner, to illustrate tracking by the tool tracking tool the distance of the intervention tool relative to the plane of the acoustic image, wherein the image navigator is configured to monotonically change the icon in response to tracking by the tool tracking tool the distance of the intervention tool relative to the plane of the acoustic image. In the second embodiment of the tool navigation system, one or more ultrasonic probe ultrasound transducer and one or more ultrasonic transducer of an intervention tool are configured to generate at least one ultrasonic tracking signal indicating

the distance of the intervention tool relative to the plane of the acoustic image, when navigating the intervention instrument and at least one ultrasonic transducer in the anatomical region. In the third embodiment of the system, the image navigator is configured to change at least one of the size, shape and colour of the icon in response to tracking by tool tracking tool of distance of intervention tool relative to plane of acoustic image.

EFFECT: use of inventions makes it possible to facilitate instrument tracking and visualization.

15 cl, 8 dwg



ФИГ. 3

Настоящее изобретение в целом относится к трехмерной ("3D") ориентации и отслеживанию относительного положения интервенционного инструмента (например, иглы, катетера, и т.д.) относительно плоскости акустического изображения, создаваемого устройством акустической визуализации (например, двумерным ("2D") ультразвуковым визуализирующим зондом, имеющим одномерную ("1D") решетку преобразователей). В частности, настоящее изобретение относится к акустическим датчикам, пространственно ориентированным относительно интервенционного инструмента (например, прикрепленным к дистальному концу, или внедренному в дистальный конец иглы или катетера) для облегчения относительной ориентации и отслеживания положения интервенционного инструмента относительно плоскости акустического изображения.

Двумерный (2D) ультразвуковой зонд, имеющий 1D решетку преобразователей, обычно используется для визуализации целевой анатомической плоскости в широком диапазоне клинических вмешательств. Однако, проблема заключается в том, чтобы оценить положение интервенционного инструмента (например, иглы, катетера, и т.д.) вне акустической визуализации целевой анатомической плоскости, создаваемой 2D ультразвуковым зондом. Следовательно, клиницист может затрачивать много усилий и времени, пытаясь точно установить интервенционный инструмент внутри акустического изображения целевой анатомической плоскости, в частности, дистальный конец интервенционного инструмента. Конкретнее, для вмешательств, предполагающих наклонную/ортогональную инъекцию интервенционного инструмента в целевую анатомическую плоскость, оказывается затруднительным установить точное время и положение входа интервенционного инструмента внутрь акустического изображения целевой анатомической плоскости.

Например, вставка иглы при одновременном действии ультразвука обычно выполняется для различных вмешательств (например, биопсий, жидкостного дренирования, блокаде нерва, сосудистого доступа, и т.д.). Хотя осуществлялись методики визуализации иглы, основанные на управляемых отображающих пучках, приблизительно перпендикулярных оси иглы, в существенном числе случаев игла отклоняется от плоскости акустического изображения вследствие неоднородности ткани и/или вследствие асимметрии заострения. По существу, игла вне плоскости исчезает из плоскости акустического изображения независимо от ухищрений развитого программного обеспечения при визуализации иглы. Клиницист должен при этом перемещать плоскость акустического изображения для повторного получения изображения иглы, но в результате теряет акустическое изображение целевой анатомической плоскости. Кроме того, клиницист не знает, где находится игла относительно плоскости акустического изображения, и поэтому клиницист не имеет информации о том, как переместить 2D ультразвуковой зонд, чтобы найти иглу.

По существу, для акустической визуализации обязательный рабочий принцип заключается в поддержании отображения целевой анатомической плоскости и, в то же самое время, в знании относительного положения иглы относительно целевой анатомической плоскости. Однако, одна из главных технических трудностей при акустической визуализации заключается в правильной ориентации иглы и плоскости ультразвуковой визуализации для случая одной плоскости, и в визуализации конца иглы как противоположной оси для случая нормали к плоскости. Малые перемещения зонда и иглы приводят к разориентации иглы и плоскости изображения, что, в свою очередь, может привести к плохой визуализации иглы, срывам, напряжению, потере времени, многократным проколам иглой, приводящим к дискомфорту пациента и, возможно, к

плохим процедурным результатам (например, ложно-отрицательным при биопсиях, неудачным блокадам при местной анестезии или устранении боли, и повреждению сосуда и нерва).

Например, на Фиг.1А и 1В показано малое Y перемещение иглы 30 к плоскости 11 акустического изображения. Это малое Y перемещение может привести к Y разориентации иглы 30 и плоскости 11 акустического изображения, как показано белым графическим значком, идентичному показанному на ультразвуковом изображении 10. Кроме того, иглы часто плохо визуализируются ультразвуковым методом, поскольку они представляют собой зеркальные отражатели, которые отражают звук в сторону от визуализирующего зонда с углом отражения, зависящим от угла вставки иглы относительно плоскости визуализации. Тем не менее, имеется значение при отображении конца иглы и ожидаемая траектория, когда игла находится в плоскости и невидима, или вне плоскости.

Настоящее изобретение придерживается рабочего принципа акустической визуализации, облегчая отслеживание и визуализацию интервенционного инструмента посредством наклейки графического значка (например, маркера), указывающего интервенционный инструмент на ультразвуковом изображении. Один или несколько признаков/аспектов графического значка (например, размер, цвет, форма, и т.д.) модулируется как функция расстояния интервенционного инструмента (например, конец интервенционного инструмента) до плоскости ультразвуковой визуализации. Например, как показано на Фиг.2А и 2В, размер графического значка, показанного как белый X маркер, лежащий на ультразвуковом изображении 10, увеличивается, когда интервенционный инструмент перемещается в направлении Y плоскости 11 акустического изображения, как показано на Фиг.1А и 1В. Это существенно помогает врачу ориентировать интервенционный инструмент с визуализирующим зондом, что приводит к хорошей достоверности, быстрым процедурам и хорошим результатам, в частности, даже когда интервенционный инструмент невидим для обычного отображения (то есть, вне плоскости).

Одна из форм настоящего изобретения - это система навигации инструмента, использующая ультразвуковой зонд, ультразвуковой сканер, интервенционный инструмент (например, иглу или катетер), множество ультразвуковых преобразователей, средство отслеживания инструмента и навигатор изображения. При работе, ультразвуковой зонд создает плоскость акустического изображения для сканирования анатомической области, и ультразвуковой сканер создает ультразвуковое изображение анатомической области из скана анатомической области. Во время сканирования, интервенционный инструмент перемещается в анатомической области относительно плоскости акустического изображения, и ультразвуковые преобразователи облегчают отслеживание, посредством средства отслеживания инструмента, расстояния интервенционного инструмента относительно плоскости акустического изображения. Навигатор изображения отображает графический значок в пределах ультразвукового изображения анатомической области, создаваемого ультразвуковым сканером, для иллюстрации отслеживания интервенционного инструмента относительно плоскости акустического изображения посредством средства отслеживания инструмента. Один или несколько аспектов графического значка модулируются навигатором изображения, реагирующим на расстояние интервенционного инструмента относительно плоскости акустического изображения, когда осуществляется навигация интервенционного инструмента в анатомической области.

Вышеупомянутая форма, и другие формы настоящего изобретения, а также различные

признаки и преимущества настоящего изобретения станут еще более очевидными из прочтения следующего подробного описания различных вариантов реализации настоящего изобретения совместно с сопровождающими чертежами. Подробное описание и чертежи служат исключительно иллюстративным целям для настоящего изобретения, а не ограничивают объем притязаний настоящего изобретения, определяемого в соответствии с приложенными пп. формулы и их эквивалентами.

Фиг.1А и 1В изображают, соответственно, примерные виды ультразвуковых изображений, как известно в данной области техники.

Фиг.2А и 2В - соответственно иллюстрируют примерную модуляцию графического значка ультразвуковых изображений, показанных на Фиг.1А и 1В, в соответствии с настоящим изобретением.

Фиг.3 - примерный вариант реализации системы отслеживания инструмента по настоящему изобретению.

Фиг.4 - примерная интервенционная процедура, включающая систему отслеживания инструмента, показанную на Фиг.3.

Фиг.5 - примерное выполнение трилатерации, как это известно в данной области техники.

Фиг.6 - блок-схема последовательности операций, характерная для первого примерного варианта реализации способа модуляции графического значка в соответствии с настоящим изобретением.

Фиг.7 - блок-схема последовательности операций, характерная для второго примерного варианта реализации способа модуляции графического значка в соответствии с настоящим изобретением.

Фиг.8 - блок-схема последовательности операций, характерная для третьего примерного варианта реализации способа модуляции графического значка в соответствии с настоящим изобретением.

Для облегчения понимания настоящего изобретения, примерные варианты реализации настоящего изобретения предоставлены здесь как относящиеся к системе навигации инструмента, показанной на Фиг.3.

Относительно Фиг.3, система навигации инструмента использует ультразвуковой зонд 20, интервенционный инструмент 30, ультразвуковой сканер 60, устройство 70 отслеживания инструмента, и навигатор 80 изображения.

Ультразвуковой зонд 20 представляет собой любое устройство, как известно в данной области техники, для сканирования анатомической области пациента с помощью акустической энергии для визуализации подкожных структур тела (например, сухожилия, мускулы, связки, сосуды и внутренние органы, и т.д.), такого как, например, сканирование анатомической области 12 пациента Р11, как показано на Фиг.3. Примеры ультразвукового зонда 20, включают в себя, но без ограничения, двумерный ("2D") ультразвуковой зонд, имеющий одномерную ("1D") решетку преобразователей, линейную или изогнутую.

Ультразвуковой сканер 60 представляет собой структурную конфигурацию аппаратных средств, программного обеспечения, встроенного программного обеспечения и/или электронную схему, как это известно в данной области техники, для создания ультразвукового изображения анатомической области пациента, сканируемого ультразвуковым зондом 20 (например, ультразвукового изображения 10 утробного плода, как показано на Фиг.1-3).

Интервенционный инструмент 30 представляет собой любой инструмент, как известно в данной области техники, для выполнения интервенционных процедур, включающих

в себя навигацию интервенционного инструмента 30 в анатомической области. Примеры интервенционного инструмента 30 включают в себя, но без ограничения, иглу и катетер, и примеры интервенционных процедур включают в себя, но без ограничения, биопсии, жидкостной дренаж, блокирования нервов, сосудистый доступ, и т.д.

5 Для практического облегчения навигации, интервенционный инструмент 30 может быть оборудован одним или несколькими ультразвуковыми преобразователями в форме передатчиков, приемников и/или приемопередатчиков, как известно в данной области техники. Более конкретно, один ультразвуковой преобразователь предоставляет информацию о положении назначенной области интервенционного инструмента 30
10 (например, дистальный конец интервенционного инструмента 30), и два или более ультразвуковых преобразователя предоставляют информацию об ориентации, которая облегчает отображение запланированной траектории интервенционного инструмента 30 и запланированную точку пересечения с плоскостью 11 ультразвуковой визуализации, таким образом, дополнительно облегчая подходы вне плоскости (которые иначе
15 оказываются слепыми).

В одном варианте реализации, как показано на Фиг.4, пара ультразвуковых преобразователей 31 внедрена в известную конфигурацию, как смежные с дистальным концом на интервенционном инструменте 30. Работая как передатчики, ультразвуковые преобразователи 31 или могут быть отделены неперекрывающимися частотными
20 диапазонами, и/или могут возбуждаться один за другим для облегчения индивидуального отслеживания ультразвуковых преобразователей 31. Аналогично, при работе как приемники, сигналы для каждого ультразвукового преобразователя 31 должны быть индивидуализированы (например, с неперекрывающимися полосами частот, переключателем, двумя (2) независимыми кабелями, или способами обработки сигналов
25 для разделения сигналов).

Для этого варианта реализации интервенционного инструмента 30, как показано на Фиг.4, ультразвуковой зонд 20 может быть снабжен одним или несколькими ультразвуковыми преобразователями 21 для отслеживания ультразвуковых преобразователей 31. Более конкретно, три (3) или более ультразвуковых
30 преобразователя 21 дают удовлетворительные оценки положения ультразвуковых преобразователей 31. Практически, ультразвуковые преобразователи 21 располагаются на ультразвуковом зонде 20 так, чтобы обеспечить широкий приемный угол для эффективного отслеживания ультразвуковых преобразователей 31 в широкой области обзора.

35 В одном варианте реализации ультразвуковым зондом 20, как показано на Фиг.4, шесть (6) ультразвуковых преобразователей 21 располагаются на 2D поверхности по периметру решетки ультразвукового зонда 20. Практически, для этого варианта реализации ультразвуковые преобразователи 21 могут быть установлены на ультразвуковом зонде 20 как зажимное устройство или как внедренные в конструкцию
40 ультразвукового зонда 20. В любом случае, может быть необходима простая калибровка между отслеживаемым положением и изображением. Такая калибровка может включать в себя зажим на конце интервенционного инструмента 30 на эхо-импульсном изображении при контролируемой визуализируемой среде.

Устройство 70 отслеживания инструмента представляет собой структурную
45 конфигурацию аппаратных средств, программного обеспечения, встроенного программного обеспечения и/или электронной схемы, как известно в данной области техники, для выполнения методики(-ик) отслеживания положения интервенционного инструмента 30 относительно ультразвукового изображения анатомической области.

Для ультразвукового отслеживающего варианта реализации ультразвукового зонда 20 и интервенционного инструмента 30, как показано на Фиг.4, устройство 70 отслеживания инструмента выполняет алгоритм трилатерации для определения 3D положения ультразвуковых преобразователей 31 на основании времени прохождения сигналов между ультразвуковыми преобразователями 21 и ультразвуковыми преобразователями 31.

Практически, три (3) пары местоположение-расстояние необходимы для выполнения 3D локализации, но любые дополнительные пары местоположение-расстояние увеличивают надежность. В одном варианте реализации, как это соответствует Фиг.5, линейная оценка по методу наименьших квадратов для местоположения ультразвуковых преобразователей 31 может быть получена со следующим уравнением:

$$\hat{x}_s = (S^T S)^{-1} A^T b$$

$$\text{где } S = \begin{bmatrix} x_2 \\ x_3 \\ \vdots \\ x_N \end{bmatrix}, \quad b = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} R_2^2 - D_2^2 + D_1^2 \\ R_3^2 - D_3^2 + D_1^2 \\ \vdots \\ R_N^2 - D_N^2 + D_1^2 \end{bmatrix},$$

$x_i = [x_i \ y_i \ z_i]$ обозначает местоположение i^{th} ($i=1, \dots, N$) преобразователей 21,

$R_i = \|x_i\|$ - расстояние от виртуального преобразователя 21 до начала координатной рамки,

$D_i = \|x_i - x_1\|$ - расстояние между каждым преобразователем 21 и датчиком 31, и

$x_1 = [0 \ 0 \ 0]$ - местоположение каждого преобразователя 21, определяемое как начальное.

В альтернативном варианте реализации, использующем ультразвуковые преобразователи 31, и опускающем ультразвуковые преобразователи 21, устройство 70 отслеживания инструмента выполняет алгоритм для вычисления положения датчика относительно опорной рамки визуализации. Более конкретно, устройство 70 отслеживания инструмента определяет проекцию 3D положения (X-азимут, Z-глубина, Y-высота) на 2D положение в плоскости 11 изображения (x-z или r-тета). Для этого варианта реализации, Z-глубина (или диапазон) координаты получается измерением времени прохождения сигналов ультразвука от ультразвукового зонда 20 на ультразвуковые преобразователи 31, и X-азимутальное (или угловое) положение получается отысканием максимальной принятой амплитуды среди принятых пучков в ультразвуковых преобразователях 31. Качественная оценка координаты Y (расстояние от датчиков 31 до плоскости 11 визуализации) получается записью принятой амплитуды сигналов в преобразователях 31 и сравнением их с прошлой информацией: увеличение амплитуды обычно означает, что датчики 31 приближаются к плоскости 11 визуализации, тогда как уменьшение амплитуды означает, что датчики 31 удаляются от плоскости 11 визуализации.

Навигатор 80 изображения представляет собой структурную конфигурацию аппаратных средств, программного обеспечения, встроенного программного обеспечения и/или электронной схемы, как известно в данной области техники, для выполнения методики(-ик) отображения ультразвукового изображения, создаваемого ультразвуковым сканером 60 и, в соответствии с настоящим изобретением, для создания графического значка для иллюстрации отслеживания интервенционного инструмента

30 относительно плоскости 11 акустического изображения посредством средства 70 отслеживания перемещения. Более конкретно, когда осуществляется навигация интервенционного инструмента 30 в анатомической области, навигатор 80 изображения модулирует один или несколько аспектов графического значка (например, размер, цвет, форму), чтобы качественно указать отслеживаемое расстояние интервенционного инструмента 30 относительно плоскости 11 акустического изображения. С этой целью, навигатор 80 изображения вводит данные 61 от ультразвукового сканера 60, характеризующие ультразвуковое изображение 10, и вводит данные 71 от устройства 70 отслеживания инструмента, характеризующие 3D положения (X-азимут, Z-глубина) интервенционного инструмента 30 относительно плоскости 11 акустического изображения.

Для облегчения понимания модуляции графического значка, примерные варианты реализации навигатора 80 изображения будут представлены здесь как относящиеся к модуляции размера маркера, как показано на Фиг.6-8, для качественного указания расстояния ультразвуковых преобразователей 31 до плоскости ультразвукового изображения 11. Хотя эти примерные варианты реализации используют амплитуды или SNR принятых сигналов, и сравнивают их с историей принятых амплитуд или SNR, для модуляции вида маркера, обычные специалисты в данной области техники увидят, как применить принципы этих примерных вариантов реализации к другим модуляционным аспектам (например, форме, цвету, гистограмме, и т.д.) и к количественной оценке сигналов для определения расстояния Y-высоты. Обычные специалисты в данной области техники также увидят различные модификации и вариации этих примерных вариантов реализации модуляции графического значка.

Обычно бывает желательно, чтобы размер маркера (переменная "markerSize") был максимален (до фиксированного максимального размера "maxSize"), когда уровень сигнала (V) на ультразвуковом преобразователе 31 падает ниже некоторого напряжения, или некоторого SNR, и минимален (до фиксированного минимального размера "minSize"), когда ультразвуковой преобразователь 31 находится на плоскости 11 визуализации на любой глубине. На промежуточных уровнях, размер маркера является промежуточным. Практически, размер маркера может быть максимальным размером маркера (переменная "markerSize") (до фиксированного максимального размера "maxSize"), когда ультразвуковой преобразователь 31 находится на плоскости 11 визуализации на любой глубине, и минимальным (до фиксированного минимального размера "minSize"), когда уровень сигнала (V) в ультразвуковом преобразователе 31 падает ниже некоторого напряжения, или некоторого SNR.

Также, на практике, кривая $markerSize=f(V)$ или $markerSize=f(SNR)$ должна монотонно увеличиваться или уменьшаться, но может быть линейной как описано здесь, или нелинейной (например, логарифмической). Когда уровни сигнала падают ниже установленного минимального приемлемого уровня сигнала (minV или minSNR), маркер не отображается на экране. Во всех вариантах реализации, как показано на Фиг.6-8, минимальный размер маркера ("minSize") соответствует минимальному приемлемому принятому напряжению, или принятому SNR, который является фиксированным параметром ("minV"/"minSNR"). При меньших принятых уровнях сигнала, маркер более не отображается. Это исключает возможность отображения потенциально неправильных местоположений датчика в сценариях с малым SNR.

В варианте реализации с фиксированным максимальным напряжением, из минимального размера маркера "minSize" реализуется монотонно увеличивающаяся кривая размера относительно амплитуды принятого сигнала, или SNR. Размер маркера

"markerSize", таким образом, непосредственно представляет интенсивность принятого сигнала, которая увеличивается при данной глубине, когда ультразвуковой преобразователь 31 подходит к плоскости 11 визуализации, и уменьшается, когда он удаляется от плоскости 11 визуализации. Для ограничения максимального размера маркера, может быть решено, чтобы маркер прекратил расти вне "maxSize" после максимальной приемлемой интенсивности сигнала "maxV".

На Фиг.6 показана блок-схема 90 последовательности операций примерного варианта реализации с фиксированным максимальным напряжением. Относительно Фиг.6, этап S91 блок-схемы 90 последовательности операций охватывает навигатор 80 изображения, получающий параметры, необходимые для вычисления навигатором 80 изображения "markerSizeC" в течение этапа S92 блок-схемы 90 как функции измеренного напряжения V, указывающего амплитуду принятого сигнала в соответствии со следующим уравнением:

$$\text{markerSizeC} = (V - \text{minV}) / (\text{maxV} - \text{minV}) * (\text{maxSize} - \text{minSize}) + \text{minSize}$$

Этап S93 блок-схемы 90 последовательности операций охватывает навигатор 80 изображения, отображающий "markerSizeD" в соответствии со следующими уравнениями:

$$\text{markerSizeD} = 0, \text{ если } \text{markerSizeC} < \text{minsize}$$

$$\text{markerSizeD} = \text{maxSize}, \text{ если } \text{markerSizeC} > \text{maxSize}$$

Навигатор 80 изображения возвращается на этап S92 для повторения этапов S92 и S93, если необходимо.

В варианте реализации с варьирующимся максимальным напряжением, максимальный размер маркера ("maxSize") является варьирующимся и соответствует максимальной интенсивности сигнала, принятого ультразвуковым преобразователем 31, поскольку эксперимент был начат (переменная "maxV"). Каждый раз, когда сигнал принят, его интенсивность сравнивается с максимальным прошлым принятым сигналом. Если она превышает его, сигнал "maxV", соответствующий максимальному размеру маркера, обновляется. Этот вариант реализации гарантирует максимальное отклонение размера маркера, когда интервенционный инструмент 30 продвигается в анатомической области.

На Фиг.7 показана блок-схема 100 последовательности операций, представляющая примерный вариант реализации с варьирующимся максимальным напряжением.

Относительно Фиг.7, этап S101 блок-схемы 100 охватывает навигатор 80 изображения, получающий параметры, необходимые для вычисления навигатором 80 изображения "markerSizeC" в течение этапа S102 блок-схемы 100 как функции измеренного напряжения V, указывающего амплитуду принятого сигнала, сравниваемого с переменной "maxVv".

Конкретно, начальное выполнение этапа S101 включает в себя установку "maxV" на 0 и markerSize на "defaultSize", и этап S102, включает в себя установку "maxV" до измеренного напряжения V, если измеренное напряжение V больше, чем "maxV", или другую установку "maxVv" = "maxV". Установка "maxVv" вводится в вычисление "markerSizeC" в соответствии со следующим уравнением:

$$\text{markerSizeC} = (V - \text{minV}) / (\text{maxVV} - \text{minV}) * (\text{maxSize} - \text{minSize}) + \text{minSize}$$

Затем, "maxV" = "maxVV".

Этап S93 блок-схемы 90 охватывает навигатор 80 изображения, отображающий "markerSizeD" в соответствии со следующими уравнениями:

$$\text{markerSizeD} = 0, \text{ если } \text{markerSizeC} < \text{minsize}$$

$$\text{markerSizeD} = \text{maxSize}, \text{ если } \text{markerSizeC} > \text{maxSize}$$

Навигатор 80 изображения возвращается на этап S102 для повторения этапов S102 и S103, если необходимо.

Варианты реализации с фиксированным максимальным напряжением и

варьирующимся максимальным напряжением гарантируют отображение растущего маркера, когда ультразвуковой преобразователь 31 перемещается к плоскости 11 визуализации при данной глубине визуализации. Однако, как известно в данной области техники, амплитуда принятого сигнала также зависит от глубины, так, чтобы вариация

5 размера маркера как функция расстояния вне плоскости была зависящей от глубины, и изменения глубины датчика также приведет к изменениям размера маркера.

Для смягчения или исключения этого эффекта, в варианте реализации с минимальным движением, текущая амплитуда принятого сигнала сравнивается с недавней историей амплитуд сигнала. Длительность истории представляет собой устанавливаемый

10 параметр, обычно устанавливаемый как несколько секунд данных, или характерное время для продвижения датчика в поле ультразвука. Максимальный размер маркера (устанавливаемый параметр) устанавливается как соответствующий максимальному принятому сигналу, или SNR, в течение этой истории. Как дополнительное усовершенствование, файл истории обновляется каждый раз, когда ультразвуковой

15 преобразователь 31 измеряется для значительного перемещения (выше установленного порогового расстояния), как измерено по его отслеживаемому положению. Это гарантирует, что максимальный установленный размер маркера будет отображен, когда ультразвуковой преобразователь 31 находится в плоскости на любой глубине, при условии, что характерное время движения поперек плоскости больше, чем таковое

20 для движения по глубине.

На Фиг.8 показана блок-схема 110 последовательности операций, показывающая вариант реализации с минимальным движением. Относительно Фиг.8, этап S111 блок-схемы 110 охватывает навигатор 80 изображения, получающий параметры, необходимые для вычисления навигатором 80 изображения "markerSizeC" в течение этапа S113 блок-

25 схемы 110 как функции истории измеренного напряжения V, указывающего амплитуду принятого сигнала, связанную с движением интервенционного инструмента 30. Конкретно, начальное выполнение этапа S111 включает в себя установку "maxV" на 0; markerSize как "defaultSize", и обнуление истории.

Этап S112 блок-схемы 110 охватывает навигатор 80 изображения, определяющий,

30 был ли интервенционный инструмент 30 перемещен вне порогового расстояния. Если так, то навигатор 80 изображения переходит на этап S113 для обновления истории с измеренным напряжением V в соответствии со следующими уравнениями:

история (1:N-1)=история (2:N)

история (N)=V

35 maxV=максимальный (история)

markerSizeC=(V-minV)/(maxV-minV)*(maxSize-minSize)+minSize

Этап S113 блок-схемы 110 охватывает навигатор 80 изображения, отображающий "markerSizeD" в соответствии со следующими уравнениями:

markerSizeD=0, если markerSizeC<minsize

40 markerSizeD=maxSize, если markerSizeC>maxSize

Навигатор 80 изображения возвращается на этап S112 для повторения этапа S112-S114, если необходимо.

Все вышеупомянутые варианты реализации могут быть успешно модифицированы, учитывая измеряемое текущее пространственное положение, особенно глубину

45 интервенционного инструмента 30. Конкретно, как известно в данной области техники, амплитуда поля изменяется с глубиной и расстоянием вне плоскости (и в меньшей степени - с азимутом). Задача заключается в том, чтобы устранить вариацию размера отображаемого маркера как функцию глубины, но сохранить вариации размера маркера

как функцию расстояния вне плоскости при данной глубине.

Ниже рассматриваются различные возможные схемы включения информации о глубине (и азимуте) в блок-схемы на Фиг.6-8 последовательности операций для отображения.

5 Во-первых, для варианта реализации с фиксированным максимальным напряжением на Фиг.6, вместо фиксированного максимального размера маркера (переменная "maxSize"), устанавливается справочная таблица размеров маркера как функция глубины (и возможно азимута, или азимутального угла). Эта таблица строится на основании некоторой калибровки пространственного поля, которая заранее достигается
10 моделированием или/и измерением или оперативным моделированием. Различные справочные таблицы могут использоваться для различных зондов, режимов визуализации, устанавливаемых параметров (например, плотность пучка) и передавать фокальную глубину для различных степеней точности. Объемное затухание в анатомической области может быть измерено сравнением экспоненты с кривой, дающей
15 данные амплитуды рассеяния назад как функцию глубины (по эхо-импульсным данным), и добавлено как вводные данные к моделированию. Кроме того, максимальный размер маркера может быть функцией интервенционного инструмента 30.

Во-вторых, в вариантах реализации, устанавливающих maxV как максимальное прошлое считанное значение в файле истории, текущее считываемое напряжение
20 сравнивается только со считываниями напряжения в истории с подобной глубиной (например, не более чем 1 см от текущего считывания).

В-третьих, грубая пространственная сетка может быть установлена и для каждого пикселя в этой сетке максимальное считанное значение в соответствующей области устанавливается как локальное максимальное считанное значение maxV. Эти последние
25 варианты реализации могут быть с полевым моделированием, ограничивая моделирование фактическими считываниями.

Хотя были показаны и описаны различные варианты реализации настоящего изобретения, специалисты в данной области техники поймут, что описанные здесь варианты реализации настоящего изобретения являются иллюстративными, и могут
30 быть выполнены различные изменения и модификации, и эквивалентами можно заменить их элементы, не отступая от истинного объема притязаний настоящего изобретения. Кроме того, много модификаций может быть сделано для наглядной адаптации настоящего изобретения, не отступая от его сущности. Поэтому, предполагается, что настоящее изобретение не ограничено конкретными раскрытыми вариантами
35 реализации, как наилучшими для воплощения настоящего изобретения, и настоящее изобретение включает в себя все варианты реализации, находящиеся в пределах объема приложенных пунктов формулы.

(57) Формула изобретения

40 1. Система навигации инструмента, содержащая:
ультразвуковой зонд (20), включающий в себя решетку преобразователей, выполненную с возможностью создания плоскости акустического изображения для сканирования анатомической области, и дополнительно содержащий один или более
ультразвуковой преобразователь (21) относительно решетки преобразователей;
45 ультразвуковой сканер (60), функционально связанный с ультразвуковым зондом (20) для создания ультразвукового изображения анатомической области;
интервенционный инструмент (30), выполненный с возможностью навигации в анатомической области относительно плоскости акустического изображения и

содержащий один или более ультразвуковой преобразователь (31);

причем один или более ультразвуковой преобразователь (21) ультразвукового зонда (20) и один или более ультразвуковой преобразователь (31) интервенционного

инструмента (30) выполнены с возможностью создания по меньшей мере одного
5 ультразвукового отслеживающего сигнала, указывающего расстояние интервенционного инструмента (30) относительно плоскости акустического изображения, когда

осуществляется навигация интервенционного инструмента (30) в анатомической области;
средство (70) отслеживания инструмента, функционально связанное с одним или
более ультразвуковым преобразователем (21) ультразвукового зонда (20) и одним или
10 более ультразвуковым преобразователем (31) интервенционного инструмента (30) для отслеживания расстояния интервенционного инструмента (30) относительно плоскости акустического изображения в ответ на создание по меньшей мере одного

ультраукового отслеживающего сигнала; и
навигатор изображения, функционально связанный с ультразвуковым сканером (60)
15 и средством (70) отслеживания инструмента для отображения графического значка на ультразвуковом изображении анатомической области, создаваемом ультразвуковым сканером (60), для иллюстрации отслеживания средством (70) отслеживания инструмента расстояния интервенционного инструмента (30) относительно плоскости акустического изображения,

20 причем навигатор изображения выполнен с возможностью монотонного изменения графического значка в ответ на отслеживание средством (70) отслеживания инструмента расстояния интервенционного инструмента (30) относительно плоскости акустического изображения.

2. Система навигации инструмента по п.1,

25 причем ультразвуковой зонд (20) включает в себя по меньшей мере три ультразвуковых преобразователя (21), расположенных по периметру решетки преобразователей.

3. Система навигации инструмента по п.2, причем интервенционный инструмент (30) содержит два ультразвуковых преобразователя (31).

30 4. Система навигации инструмента по п.1, причем средство (70) отслеживания инструмента выполнено с возможностью измерения времени прохождения ультразвуковых отслеживающих сигналов между одним или более ультразвуковым преобразователем (21) ультразвукового зонда (20) и одним или более ультразвуковым преобразователем (31) интервенционного инструмента (30).

35 5. Система навигации инструмента по п.4, причем средство (70) отслеживания инструмента дополнительно выполнено с возможностью определения положения одного или более ультразвукового преобразователя (31) интервенционного инструмента (30) в анатомической области относительно плоскости акустического изображения как функции времени прохождения по меньшей мере одного ультразвукового
40 отслеживающего сигнала.

6. Система навигации инструмента по п.1,

причем интервенционный инструмент (30) имеет дистальный конец;

причем один или более ультразвуковой преобразователь (31) интервенционного инструмента (30) включает в себя ультразвуковой преобразователь (31), расположенный
45 на дистальном конце интервенционного инструмента (30); и

причем средство (70) отслеживания инструмента выполнено с возможностью оценки расстояния интервенционного инструмента (30) относительно плоскости акустического изображения как функции амплитуды по меньшей мере одного ультразвукового

отслеживающего сигнала.

7. Система навигации инструмента по п.1, причем навигатор изображения выполнен с возможностью монотонного изменения размера графического значка в ответ на отслеживание средством (70) отслеживания инструмента расстояния интервенционного инструмента (30) относительно плоскости акустического изображения.

8. Система навигации инструмента по п.1, причем навигатор изображения выполнен с возможностью монотонного изменения графического значка как функции расстояния интервенционного инструмента (30) относительно плоскости акустического изображения, отслеживаемого средством (70) отслеживания инструмента.

9. Система навигации инструмента по п.1, причем навигатор изображения выполнен с возможностью монотонного изменения графического значка как функции по меньшей мере одного из амплитуды и отношения сигнал-шум по меньшей мере одного ультразвукового отслеживающего сигнала.

10. Система навигации инструмента по п.9, причем навигатор изображения дополнительно выполнен с возможностью монотонного изменения графического значка между фиксированной минимальной амплитудой и фиксированной максимальной амплитудой по меньшей мере одного ультразвукового отслеживающего сигнала.

11. Система навигации инструмента по п.9, причем навигатор изображения дополнительно выполнен с возможностью монотонного изменения графического значка между фиксированным минимальным отношением сигнал-шум и фиксированным максимальным отношением сигнал-шум по меньшей мере одного ультразвукового отслеживающего сигнала.

12. Система навигации инструмента по п.9, причем навигатор изображения дополнительно выполнен с возможностью монотонного изменения графического значка между фиксированным минимальным отношением сигнал-шум и варьирующимся максимальным отношением сигнал-шум по меньшей мере одного ультразвукового отслеживающего сигнала.

13. Система навигации инструмента по п.9, причем навигатор изображения дополнительно выполнен с возможностью монотонного изменения графического значка в ответ на минимальное перемещение интервенционного инструмента (30) перпендикулярно к плоскости акустического изображения, отслеживаемого средством (70) отслеживания инструмента.

14. Система навигации инструмента, содержащая:

ультразвуковой зонд (20), включающий в себя решетку преобразователей, выполненную с возможностью создания плоскости акустического изображения для сканирования анатомической области, и дополнительно содержащий один или более ультразвуковой преобразователь (21) относительно решетки преобразователей;

ультразвуковой сканер (60), функционально связанный с ультразвуковым зондом (20) для создания ультразвукового изображения анатомической области;

интервенционный инструмент (30), выполненный с возможностью навигации в анатомической области относительно плоскости акустического изображения, причем интервенционный инструмент (30) включающий в себя один или более ультразвуковой преобразователь (31),

причем один или более ультразвуковой преобразователь (21) ультразвукового зонда (20) и один или более ультразвуковой преобразователь (31) интервенционного инструмента (30) выполнены с возможностью создания по меньшей мере одного ультразвукового отслеживающего сигнала, указывающего расстояние интервенционного инструмента (30) относительно плоскости акустического изображения, когда

осуществляется навигация интервенционного инструмента (30) и по меньшей мере одного ультразвукового преобразователя (31) в анатомической области;

средство (70) отслеживания инструмента, функционально связанное с одним или более ультразвуковым преобразователем (21) ультразвукового зонда (20) и одним или более ультразвуковым преобразователем (31) интервенционного инструмента (30) для отслеживания расстояния интервенционного инструмента (30) относительно плоскости акустического изображения в ответ на создание по меньшей мере одного ультразвукового отслеживающего сигнала; и

навигатор изображения, функционально связанный с ультразвуковым сканером (60) и средством (70) отслеживания инструмента для отображения графического значка на ультразвуковом изображении анатомической области, создаваемом ультразвуковым сканером (60), для иллюстрации отслеживания средством (70) отслеживания инструмента расстояния интервенционного инструмента (30) относительно плоскости акустического изображения,

причем навигатор изображения выполнен с возможностью монотонного изменения графического значка в ответ на отслеживание средством (70) отслеживания инструмента расстояния интервенционного инструмента (30) относительно плоскости акустического изображения.

15. Система навигации инструмента, содержащая:

ультразвуковой зонд (20), включающий в себя решетку преобразователей, выполненную с возможностью создания плоскости акустического изображения для сканирования анатомической области, и дополнительно содержащий один или более ультразвуковой преобразователь (21) относительно решетки преобразователей;

ультразвуковой сканер (60), функционально связанный с ультразвуковым зондом (20) для создания ультразвукового изображения анатомической области;

интервенционный инструмент (30) выполненный с возможностью навигации в анатомической области относительно плоскости акустического изображения, причем интервенционный инструмент (30) включает в себя один или более ультразвуковой преобразователь (31),

причем один или более ультразвуковой преобразователь (21) ультразвукового зонда (20) и один или более ультразвуковой преобразователь (31) интервенционного инструмента (30) выполнены с возможностью создания по меньшей мере одного ультразвукового отслеживающего сигнала, указывающего расстояние интервенционного инструмента (30) относительно плоскости акустического изображения, когда

осуществляется навигация интервенционного инструмента (30) в анатомической области;

средство (70) отслеживания инструмента, функционально связанное с одним или более ультразвуковым преобразователем (21) ультразвукового зонда (20) и одним или более ультразвуковым преобразователем (31) интервенционного инструмента (30) для отслеживания расстояния интервенционного инструмента (30) относительно плоскости акустического изображения в ответ на создание по меньшей мере одного ультразвукового отслеживающего сигнала; и

навигатор изображения, функционально связанный с ультразвуковым сканером (60) и средством (70) отслеживания инструмента для отображения графического значка на ультразвуковом изображении анатомической области, создаваемом ультразвуковым сканером (60), для иллюстрации отслеживания интервенционного инструмента (30) в анатомической области относительно плоскости акустического изображения средством (70) отслеживания инструмента,

причем навигатор изображения выполнен с возможностью изменения по меньшей

мере одного из размера, формы и цвета графического значка в ответ на отслеживание средством (70) отслеживания инструмента расстояния интервенционного инструмента (30) относительно плоскости акустического изображения.

5

10

15

20

25

30

35

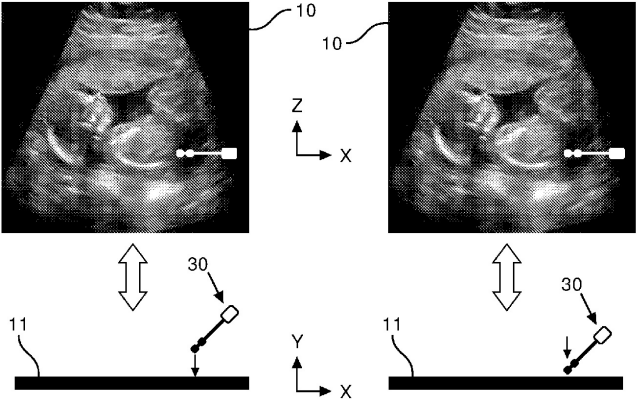
40

45

1

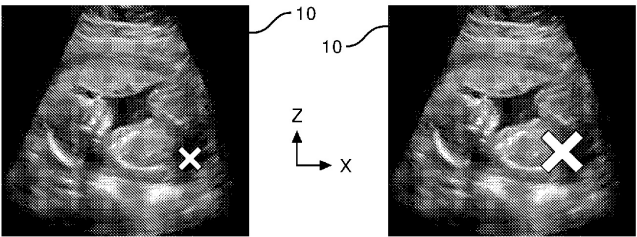
535237

1/6



ФИГ. 1А
(Уровень техники)

ФИГ. 1В
(Уровень техники)

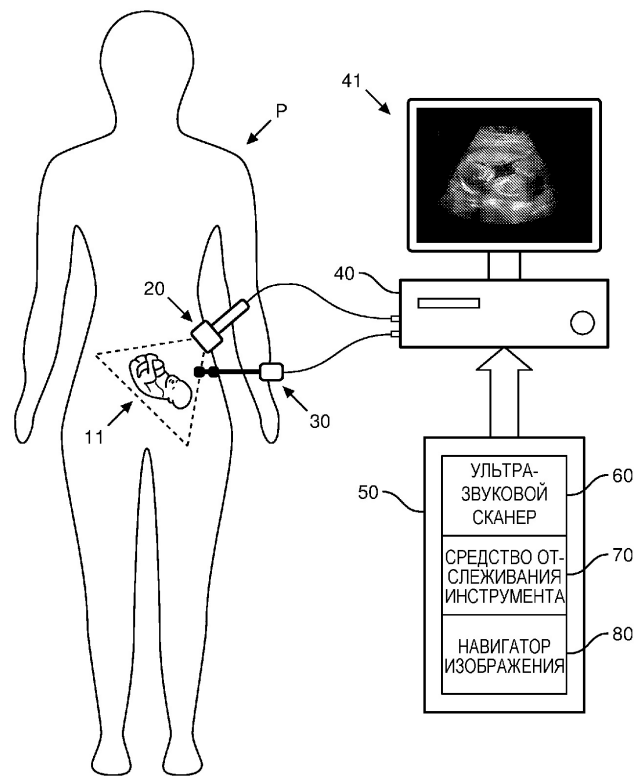


ФИГ. 2А

ФИГ. 2В

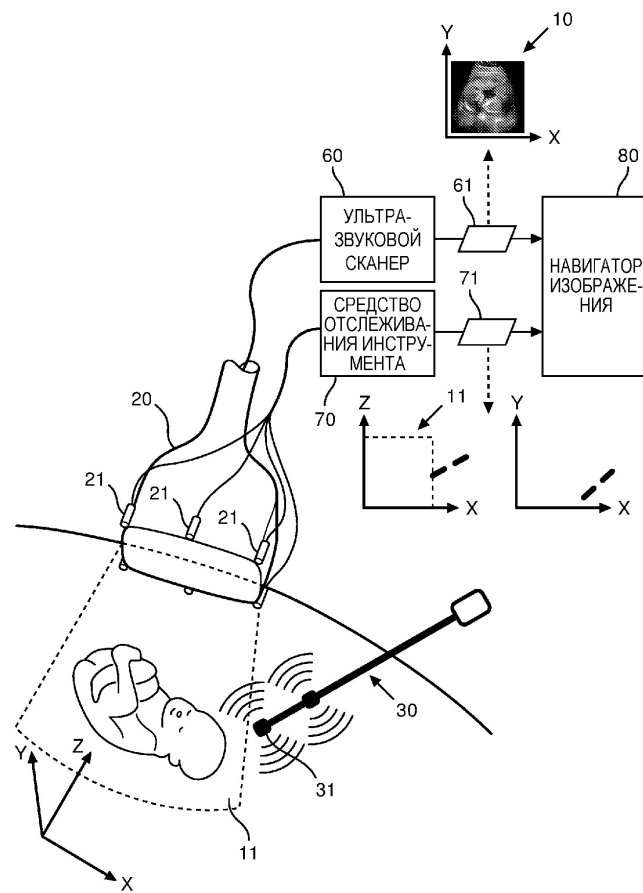
2

2/6



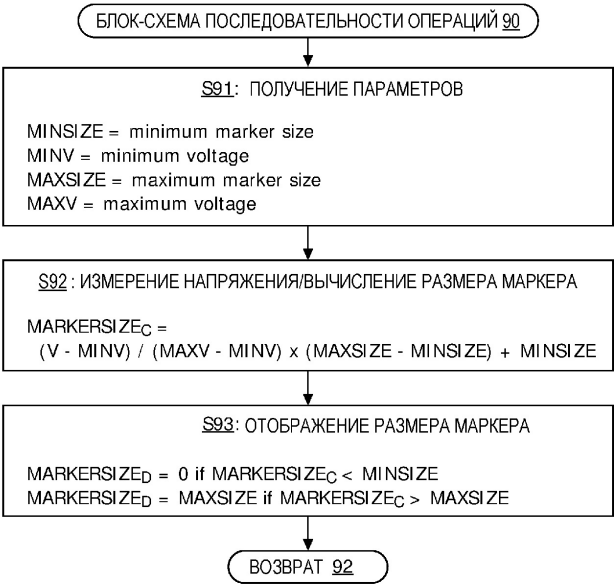
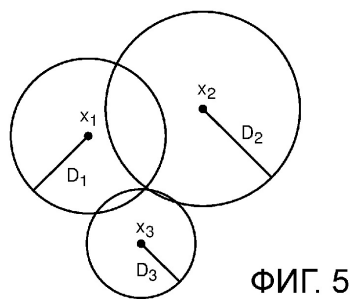
ФИГ. 3

3/6



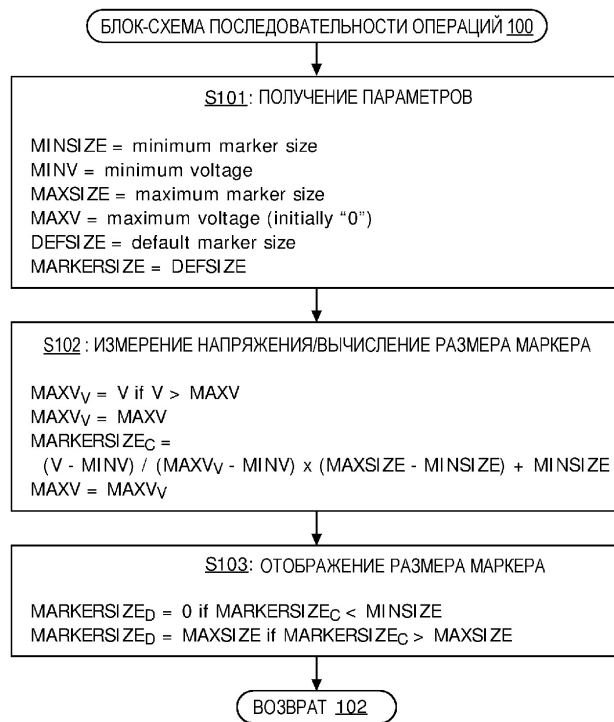
ФИГ. 4

4/6



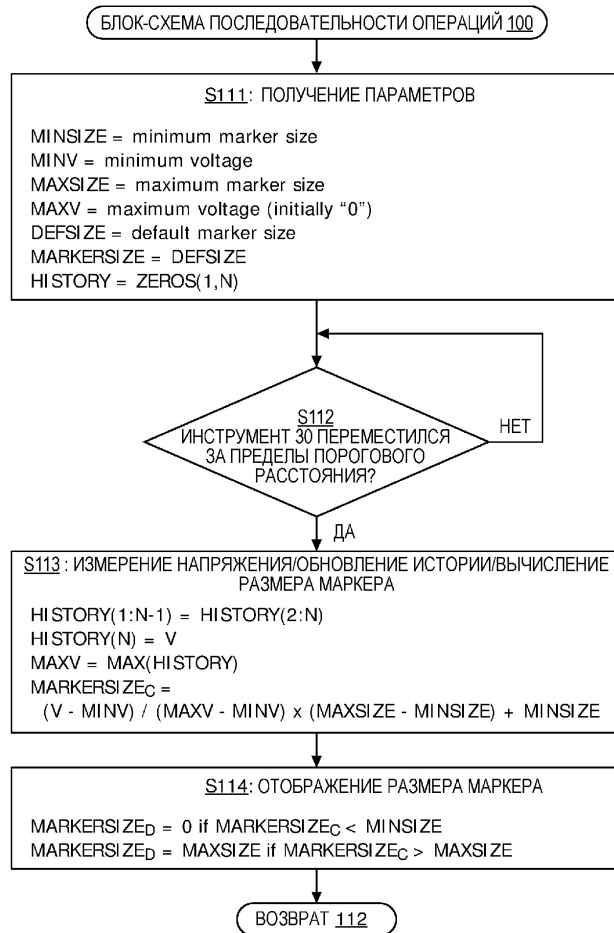
ФИГ. 6

5/6



ФИГ. 7

6/6



ФИГ. 8