



(51) МПК

A61B 8/08 (2006.01)

A61B 8/14 (2006.01)

G01S 15/89 (2006.01)

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61B 8/085 (2006.01); A61B 8/14 (2006.01); A61B 8/463 (2006.01); G06F 17/3028 (2006.01); G06T 7/60 (2006.01)

(21)(22) Заявка: 2015147174, 20.03.2014

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
20.03.2014Дата регистрации:
15.06.2018

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
03.04.2013 US 61/807,885

(43) Дата публикации заявки: 05.05.2017 Бюл. № 13

(45) Опубликовано: 15.06.2018 Бюл. № 17

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 03.11.2015(86) Заявка РСТ:
IB 2014/060004 (20.03.2014)(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2014/162232 (09.10.2014)Адрес для переписки:
129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, стр. 3, ООО
"Юридическая фирма Городисский и Партнеры"

(72) Автор(ы):

ВЕХТЕР-ШТЕЛЕ Ирина (NL),
ВЕСЕ Юрген (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: US 2011201935 A1, 18.08.2011. US
2012065510 A1, 15.03.2012. Fleute M. et al.
Integrated Approach for Matching Statistical
Shape Models with Intra-operative 2D and 3D
Data, International Conference on Medical
Image Computing and Computer-Assisted
Intervention MICCAI 2002: Medical Image
Computing and Computer-Assisted
Intervention, MICCAI 2002, pp (см. прод.)

(54) СИСТЕМА ТРЕХМЕРНОЙ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ

(57) Реферат:

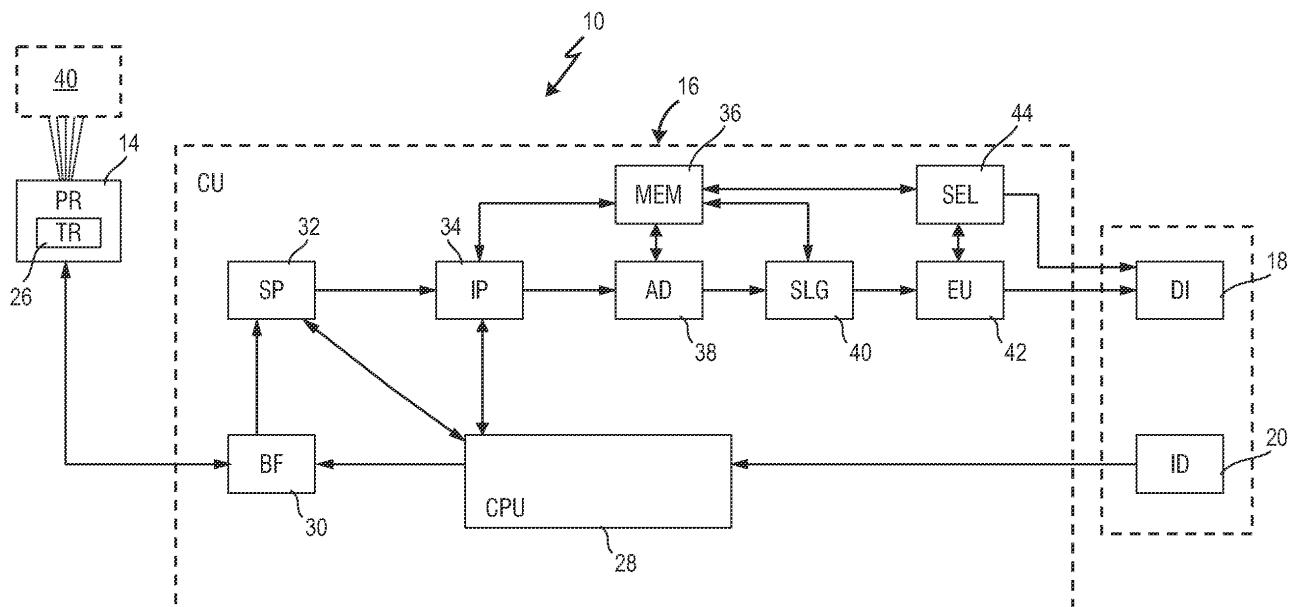
Группа изобретений относится к медицинской технике, а именно к средствам ультразвуковой визуализации. Система ультразвуковой визуализации содержит процессор обработки изображений, выполненный с возможностью принимать по меньшей мере один набор объемных данных, полученных в результате трехмерного ультразвукового сканирования тела, и выдавать соответствующие данные отображения, детектор анатомии, выполненный с возможностью обнаружения положения и ориентации интересующего анатомического

объекта в этом по меньшей мере одном наборе объемных данных, генератор срезов для формирования множества двумерных срезов из по меньшей мере одного набора объемных данных, причем генератор срезов выполнен с возможностью определения соответствующих местоположений срезов, основываясь на результатах детектора анатомии для интересующего анатомического объекта, чтобы получить набор двумерных стандартных проекций интересующего анатомического объекта, и с возможностью определять для

RU 2 657 855 C2

RU 2 657 855 C2

каждой двумерной стандартной проекции, какие анатомические признаки интересующего анатомического объекта, как ожидается, должны в ней содержаться, блок оценки коэффициента качества каждого из сформированного множества двумерных срезов путем сравнения каждого из срезов с анатомическими признаками, ожидаемыми для соответствующей двумерной стандартной проекции, память для хранения множества наборов объемных данных, полученных в результате множества различных трехмерных сканирований тела и для хранения множества двумерных срезов, формируемых из множества наборов объемных данных, и их коэффициентов качества, и переключатель для выбора для каждой двумерной стандартной проекции двумерного среза, имеющего наивысший коэффициент качества, путем сравнения оцененных коэффициентов качества соответствующих двумерных срезов, сформированных из каждого из множества наборов объемных данных. Способ формирования и оценки двумерных стандартных проекций из трехмерных ультразвуковых объемных данных осуществляется посредством системы, включающей также машиночитаемый носитель данных. Использование изобретений позволяет расширить арсенал средств для ультразвуковой визуализации. 3 н. и 10 з.п. ф-лы, 7 ил.



ФИГ. 2

(56) (продолжение):

364-372. EP 1470784 A2, 27.10.2004. RU 2125836 C1, 10.02.1999. RU 2472442 C2, 20.01.2013.



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(52) CPC

A61B 8/085 (2006.01); *A61B 8/14* (2006.01); *A61B 8/463* (2006.01); *G06F 17/3028* (2006.01); *G06T 7/60* (2006.01)

(21)(22) Application: 2015147174, 20.03.2014

(24) Effective date for property rights:
20.03.2014

Registration date:
15.06.2018

Priority:

(30) Convention priority:
03.04.2013 US 61/807,885

(43) Application published: 05.05.2017 Bull. № 13

(45) Date of publication: 15.06.2018 Bull. № 17

(85) Commencement of national phase: 03.11.2015

(86) PCT application:
IB 2014/060004 (20.03.2014)

(87) PCT publication:
WO 2014/162232 (09.10.2014)

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

(72) Inventor(s):

VEKHTER-SHTELE Irina (NL),
VESE Yurgen (NL)

(73) Proprietor(s):

KONINKLEJKE FILIPS N.V. (NL)

R U
2 6 5 7 8 5 5 C 2

(54) THREE-DIMENSIONAL ULTRASOUND IMAGING SYSTEM

(57) Abstract:

FIELD: calculating; counting.

SUBSTANCE: group of inventions relates to medical equipment, specifically to ultrasound imaging means. Ultrasound imaging system comprises an image processor configured to receive at least one set of volume data resulting from a three-dimensional ultrasound scan of a body, and to provide corresponding display data, an anatomy detector configured to detect a position and orientation of an anatomical object of interest within the at least one set of volume data, a slice generator for generating a plurality of two-dimensional slices from the at least one set of volume data, wherein said slice generator is configured to define

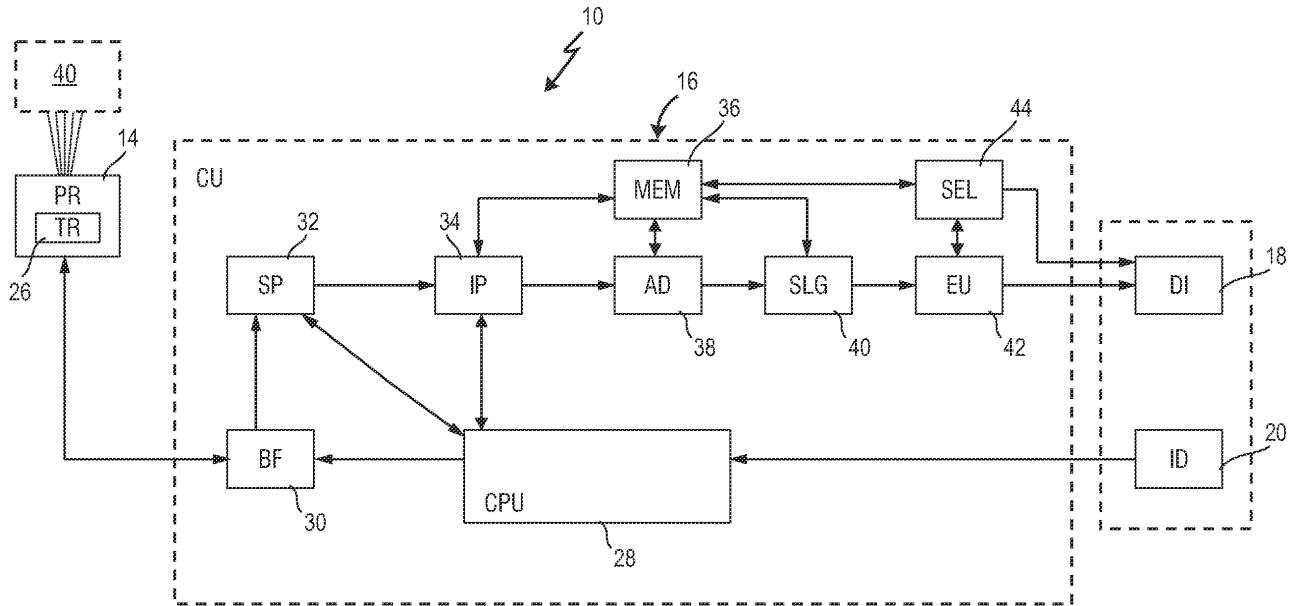
respective slice locations based on the results of the anatomy detector for the anatomical object of interest so as to obtain a set of two-dimensional standard projections of the anatomical object of interest, and configured to define for each two-dimensional standard projection which anatomical features of the anatomical object of interest are expected to be contained, and an evaluation unit for evaluating a quality factor for each of the generated plurality of two-dimensional slices by comparing each of the slices with the anatomical features expected for the respective two-dimensional standard projection, memory for storing a plurality of sets of volume data resulting from a plurality of

different three-dimensional scans of a body and for storing the plurality of two-dimensional slices generated from the plurality of sets of volume data and their quality factors, and a selector for selecting for each two-dimensional standard projection a two-dimensional slice having the highest quality factor by comparing the evaluated quality factors of corresponding two-dimensional slices generated from each of the plurality

of sets of volume data. Method of forming and evaluating two-dimensional standard projections from three-dimensional ultrasound volume data is performed by means of a system which also includes computer-readable data medium.

EFFECT: use of inventions makes it possible to widen the range of ultrasound imaging means.

13 cl, 7 dwg



ФИГ. 2

R U 2 6 5 7 8 5 5 C 2

R U 2 6 5 7 8 5 5 C 2

Область техники, к которой относится изобретение

Настоящее изобретение относится к трехмерной ультразвуковой визуализации. В частности, настоящее изобретение относится к формированию и оценке двумерных стандартных проекций, полученных из трехмерных ультразвуковых объемных данных.

5 Примерным техническим применением является формирование двумерных чреспищеводных электрокардиографических (TEE) изображений, основываясь на одном или более результатах трехмерных TEE-сканирований.

Уровень техники

Чреспищеводная электрокардиограмма является альтернативным способом

10 выполнения эхокардиограммы. Специализированный зонд, содержащий ультразвуковой датчик на его конце, пропускается в пищевод пациента. Это позволяет регистрировать точные ультразвуковые изображения различных компонент человеческого сердца.

Для полного чреспищеводного эндокардиографического (TEE) исследования 20 должны быть получены различные двумерные TEE-проекции. Эти двумерные TEE-15 проекции являются заданными проекциями (например, ME-проекции четырех камер, ME-проекции двух камер, TG-базальный SAX...), которые на практике также упоминаются как стандартные двумерные TEE-проекции. Чтобы получить эти изображения, специалист по ультразвуковой эхографии должен переустанавливать и переориентировать ультразвуковой зонд относительно пациента согласно хорошо 20 разработанному протоколу для каждой из 20 двумерных стандартных TEE-проекций. Это утомительная и длительная процедура, которая может занять приблизительно 20-30 минут.

25 Вся TEE-процедура весьма неудобна для пациента. Помимо этого, нахождение вручную вышеупомянутых стандартных проекций, чтобы позволить произвести достоверное диагностирование, требует относительно высокого уровня навыка специалиста по ультразвуковой эхографии (например, врача). Кроме того, этот процесс весьма подвержен ошибкам.

Документ US 2011/0201935 A1, более ранняя патентная заявка, поданная заявителем, предлагает для подобной области исследований сердцебиения эмбриона использовать 30 технологию трехмерного ультразвукового сканирования. Предложенная в ней система ультразвуковой визуализации содержит сборочный узел ультразвукового сканирования, обеспечивающий объемные данные, полученные в результате трехмерного сканирования тела. Дополнительно, она содержит устройство извлечения признаков, которое ищет 35 наилучшее соответствие между объемными данными и геометрической моделью анатомического объекта. Геометрическая модель содержит соответствующие сегменты, представляющие соответствующие анатомические признаки. Соответственно, устройство извлечения признаков обеспечивает связанное с анатомией описание объемных данных, которое идентифицирует геометрические местоположения соответствующих 40 анатомических признаков в объемных данных. Поэтому стандартные проекции могут быть получены автоматически из объемных данных, которые, конечно, менее зависимы от оператора и позволяют проведение более достоверной диагностики. По сравнению с ручным получением каждой двумерной стандартной проекции по отдельности, это дает большое преимущество.

Однако все еще существует потребность в дальнейшем совершенствовании.

45 Сущность изобретения

Задача настоящего изобретения состоит в обеспечении улучшенной ультразвуковой топографической системы, позволяющей более быстрый, более удобный и более надежный анализ анатомического объекта, например, человеческого сердца.

Дополнительно, задача настоящего изобретения состоит в обеспечении соответствующих способа и компьютерной программы для реализации такого способа.

В первом варианте настоящего изобретения представляется ультразвуковая топографическая система, содержащая:

- 5 - процессор обработки изображений, выполненный с возможностью приема по меньшей мере одного набора объемных данных, полученных в результате трехмерного ультразвукового сканирования тела, и обеспечения соответствующих данных отображения,
 - детектор анатомии, выполненный с возможностью обнаружения положения и
 - 10 ориентации интересующего анатомического объекта в пределах по меньшей мере одной установки объем,
 - генератор срезов для формирования множества двумерных срезов по меньшей мере из одного набора объемных данных, где упомянутый генератор срезов выполнен с возможностью определения соответствующих местоположений срезов основываясь
 - 15 на результатах анатомического детектора для интересующего анатомического объекта, так чтобы получить набор двумерных стандартных проекций интересующего анатомического объекта, в котором генератор срезов дополнительно выполнен с возможностью определения для каждой двумерной стандартной проекции анатомических признаков интересующего анатомического объекта которые, как ожидается, должны
 - 20 содержаться внутри упомянутой двумерной проекции, и
 - блок оценки для оценки коэффициента качества для каждого среза из сформированного множества двухмерных срезов, сравнивая каждый из срезов с анатомическими признаками, ожидаемыми для соответствующей двумерной стандартной проекции.
 - 25 В дополнительном варианте настоящего изобретения представляется способ формирования и оценки двумерных стандартных проекций из трехмерных ультразвуковых объемных данных, содержащий этапы, на которых:
 - принимают по меньшей мере один набор объемных данных, полученных в результате трехмерного ультразвукового сканирования тела,
 - 30 - обнаруживают положение и ориентацию интересующего анатомического объекта по меньшей мере в одном наборе объемных данных,
 - формируют множество двухмерных срезов по меньшей мере из одного набора объемных данных, определяя соответствующие места расположения срезов, основываясь на обнаруженных положении и ориентации интересующего анатомического объекта,
 - 35 так чтобы получить набор двумерных стандартных проекций интересующего анатомического объекта,
 - определяют для каждой двумерной стандартной проекции, какие анатомические признаки интересующего анатомического объекта, как ожидается, она должна содержать, и
 - 40 - оценивают коэффициент качества для каждого среза из сформированного множества двухмерных срезов, сравнивая каждый из срезов с анатомическими признаками, ожидаемыми для соответствующей двумерной стандартной проекции.
- В еще одном дополнительном варианте настоящего изобретения представляется компьютерная программа, содержащая средство программного кода для предписания
- 45 компьютеру выполнять этапы упомянутого выше способа, когда упомянутая компьютерная программа выполняется на компьютер.

В дополнение к способу, раскрытыму в US 2011/0201935 A1, для каждой двумерной стандартной проекции определяется, какие анатомические признаки интересующего

анатомического объекта, как ожидается, она должна содержать. Блок оценки может затем оценить коэффициент качества каждого среза из сформированного множества двухмерных срезов, сравнивая каждый из срезов с анатомическими признаками, ожидаемыми для соответствующей двумерной стандартной проекции.

- 5 Другими словами, для каждого сформированного двумерного среза (двумерной стандартной проекции) вычисляется, насколько хорошо двумерная стандартная проекция охватывается внутри принятого набора трехмерных ультразвуковых объемных данных. В зависимости от поля обзора выполненного трехмерного ультразвукового сканирования, возможен, например, случай, когда принятый набор трехмерных 10 ультразвуковых объемных данных полезен для формирования одной или множества двухмерных стандартных проекций.

В зависимости от поля обзора, принятый набор трехмерных ультразвуковых объемных данных может, например, охватывать большинство или все части левого желудочка человеческого сердца, и в то время не охватывать или охватывать только 15 некоторые части правого желудочка человеческого сердца. В этом случае представленная система ультразвуковой визуализации может автоматически идентифицировать, что принятый набор объемных данных полезен только для двумерных стандартных проекций левого желудочка, но менее полезен для двумерных стандартных проекций правого желудочка.

- 20 Оцененный коэффициент качества для каждого из сформированных двумерных срезов может быть, например, численным значением, являющимся результатом сравнения каждого из сформированных срезов, с анатомическими признаками, ожидаемыми для соответствующей двумерной стандартной проекции. Например, охват двумерной стандартной проекции принятым набором трехмерных объемных данных 25 может быть определен, определяя перекрытие структур, которые должны быть покрыты (ожидаемые анатомические признаки), и поле обзора выполненного трехмерного ультразвукового сканирования.

В соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения, детектор анатомии выполнен с возможностью проведения основанной на модели сегментации 30 по меньшей мере для одного набора объемных данных, отыскивая наилучшее совпадение по меньшей мере между одним набором объемных данных и геометрической моделью интересующего анатомического объекта, чтобы обнаружить положение и ориентацию интересующего анатомического объекта. Генератор срезов может быть выполнен с возможностью определения соответствующих местоположений срезов интересующего 35 анатомического объекта, основываясь на упомянутой геометрической модели.

- В этом случае геометрическая ячеичная модель упомянутого анатомического объекта (например, сердца) может использоваться для основанной на модели сегментации трехмерного ультразвукового изображения (также упоминаемого как объемные данные). Множество двумерных срезов может генерироваться, основываясь на упомянутой 40 геометрической ячеичной модели, чтобы автоматически получить набор двумерных стандартных проекций интересующего анатомического объекта.

Чтобы вычислить двумерные стандартные проекции, основываясь на геометрической модели, в модели могут быть закодированы опорные точки. Эти опорные точки, кодированные в геометрической модели, могут идентифицироваться и наноситься на 45 трехмерные ультразвуковые объемные данные. Например, набор из трех или более опорных точек может представлять плоскость, которая приводит к двумерной стандартной проекции или соответствует двумерной стандартной проекции. Например, чтобы вычислить проекцию четырех камер сердца, эта плоскость задается центром

митрального клапана, центром трехстворчатого клапана и верхушкой легкого.

Следует заметить, что вместо использования основанной на модели сегментации положение и ориентация интересующего анатомического объекта могут быть также определены (напрямую), идентифицируя опорные точки или конкретные анатомические

5 признаки в пределах трехмерного ультразвукового изображения.

В соответствии с дополнительным вариантом осуществления настоящего изобретения, коэффициент качества, который оценивается внутри блока оценки для каждого среза из сформированного множества двумерных срезов, является количественным коэффициентом, который содержит отношение того, в какой степени ожидаемые

10 анатомические признаки содержатся в соответствующих двумерных срезах.

В соответствии с дополнительным уточнением, блок оценки выполнен с возможностью оценки коэффициента качества для каждого среза из сформированного множества двумерных срезов, сравнивая поле обзора каждого из двумерных срезов с геометрической моделью анатомического объекта.

15 Согласно еще одному дополнительному варианту осуществления настоящего изобретения, система ультразвуковой визуализации дополнительно содержит дисплей, причем процессор обработки изображений выполнен с возможностью формирования данных отображения для одновременного представления на дисплее графических изображений множества двумерных срезов, соответствующих различным стандартным

20 проекциям интересующего анатомического объекта.

Другими словами, сформированные двумерные срезы могут представляться на дисплее одновременно. Это позволяет врачу легко сравнивать различные стандартные проекции.

Предпочтительно, процессор обработки изображений дополнительно выполнен с возможностью формирования данных отображения для представления графического изображения коэффициента качества для каждого из двумерных срезов на дисплее. Графическое изображение коэффициента качества предпочтительно содержит значок и/или указание процентов. Коэффициент качества может, например, быть представлен пользователю как светофор. В этом случае, зеленый свет, например, показывает 25 хорошее/достаточное покрытие соответствующей двумерной стандартной проекции двумерным срезом, сформированным из трехмерных ультразвуковых объемных данных. Желтый свет, например, показывает покрытие соответствующей двумерной стандартной проекции сформированным двумерным срезом, которое все еще может быть 30 достаточным. И красный свет, например, указывает, что поле обзора сформированного двумерного среза не покрывает в достаточной мере многие анатомические признаки, которые должны содержаться в соответствующей двумерной стандартной проекции. В этом случае пользователь получает очень простую индикацию о качестве вычисленных 35 двумерных срезов.

В соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения, система 40 ультразвуковой визуализации дополнительно содержит:

- память для хранения множества наборов объемных данных, полученных в результате множества различных трехмерных сканирований тела, и для хранения множества двумерных срезов, сформированных из множества наборов объемных данных, и их коэффициентов качества; и

45 - переключатель для выбора для каждой двумерной стандартной проекции двумерного среза, имеющего наивысший коэффициент качества, сравнивая оцененные коэффициенты качества соответствующих двумерных срезов, сформированных из каждого набора из множества наборов объемных данных.

Этот вариант осуществления приводит к дополнительному значительному улучшению. Он позволяет сравнивать двумерные срезы друг с другом, что соответствует тем же самым двумерным стандартным проекциям, но которые были сформированы из различных трехмерных ультразвуковых сканирований (разных наборов объемных 5 данных). Различные трехмерные ультразвуковые сканирования могут, например, быть результатом сканирований в различных положениях или ориентациях ультразвукового зонда. Система ультразвуковой визуализации может, например, содержать блок инициализации, который инициализирует сбор данных трехмерного ультразвукового сканирования и вышеупомянутой последующей процедуры формирования из них 10 двумерных срезов каждый раз, когда меняются положение или ориентация ультразвукового зонда.

В этом случае несколько наборов объемных данных и формируемых из них двумерных срезов могут быть сохранены внутри памяти. Переключатель может затем выбрать для каждой из двумерных стандартных проекций двумерный срез, имеющий наивысший 15 коэффициент качества. Это означает, что если выполняется больше чем одно трехмерное ультразвуковое сканирование, система сама автоматически выбирает наилучшую версию из всех сформированных двумерных срезов для каждой двумерной стандартной проекции. Только эти наилучшие версии могут затем показываться на дисплее для 20 каждой двумерной стандартной проекции. Таким образом, пользователю показываются только наилучшие примеры. В сочетании с вышеупомянутым представлением на дисплее коэффициента качества (например, используя значок, такой как светофор), пользователь 25 поэтому, независимо от того, все ли стандартные проекции охватываются совокупностью всех выполненных трехмерных ультразвуковых сканирований, принимает непосредственную обратную связь, должен ли он или она собрать дополнительный набор трехмерных объемных данных, выполняя дополнительное ультразвуковое сканирование.

Однако, было показано, что в отличие от ручного сбора двумерных стандартных проекций с помощью двумерного ультразвукового сканера должно быть выполнено гораздо меньше сканирований. Две или три трехмерных ультразвуковых сканирования 30 человеческого сердца могут, например, уже быть достаточны, чтобы сформировать все 20 двумерных стандартных ТЕЕ-проекций. Так как система сама выбирает наилучший сформированный двумерный срез для каждой двумерной стандартной проекции, работа с представленной системой довольно проста. Пользователь, таким образом, должен 35 только лишь собрать достаточное количество данных трехмерных ультразвуковых сканирований, пока не будет получен "зеленый свет" для каждой стандартной проекции. Это может быть сделано пользователем даже посредством проб и ошибок, не требуя следования обычным разработанным протоколам получения заданных стандартных 40 проекций.

Даже при том, что в предшествующих параграфах внимание было, главным образом, сосредоточено на формировании чреспищеводной эхокардиографии (ТЕЕ), следует 45 указать, что представленная система ультразвуковой визуализации может также использоваться для формирования и оценки двумерных стандартных проекций других органов или других анатомических объектов людей и/или животных. Она может использоваться похожим способом, например, для анализа печени или будущего ребенка (эмбриональный ультразвук).

Выше внимание было сосредоточено, главным образом, на части обработки изображений представленной системы ультразвуковой визуализации. В соответствии с дополнительным вариантом осуществления, система ультразвуковой визуализации

может дополнительно содержать:

- матрицу датчиков, выполненную с возможностью обеспечения ультразвукового сигнала приема,
 - формирователь луча, выполненный с возможностью управления матрицей датчиков,
 - 5 чтобы выполнять трехмерное сканирование тела, и дополнительно выполненный с возможностью приема ультразвукового сигнала приема и обеспечения сигнала изображения,
 - контроллер для управления формирователем луча, и
 - сигнальный процессор, выполненный с возможностью приема сигнала изображения
- 10 и обеспечения трехмерных объемных данных.

В соответствии с дополнительным предпочтительным вариантом осуществления, упомянутый контроллер может быть выполнен с возможностью управления формирователем луча, чтобы управлять матрицей датчиков для выполнения дополнительного двумерного сканирования с целью получения двумерной стандартной 15 проекции интересующего анатомического объекта, если коэффициент качества одного из множества двумерных срезов, формируемых генератором срезов, находится выше заданного порога.

Другими словами, это означает, что система ультразвуковой визуализации выполнена с возможностью автоматического выполнения дополнительного двумерного 20 ультразвукового сканирования, если при упомянутом выше анализе обнаруживается, что один из срезов, сформированных из трехмерных ультразвуковых объемных данных, покрывает соответствующую двумерную стандартную проекцию достаточно хорошо. Система может затем распознать, что полученное поле обзора в положении и ориентации ультразвукового зонда значимо для сбора двумерной стандартной проекции 25 непосредственным образом (посредством дополнительного двумерного ультразвукового сканирования в этом положении и при этой ориентации). Это дополнительное двумерное сканирование может затем быть передано для дополнительной обработки изображений как двумерная стандартная проекция вместо формирования упомянутой двумерной стандартной проекции посредством интерполяции из трехмерных объемных данных 30 как упомянуто выше. В этом случае локальная разрешающая способность изображений может быть даже увеличена для упомянутой стандартной проекции.

Следует понимать, что заявленный способ имеет схожие и/или идентичные 35 предпочтительные варианты осуществления, такие как заявленная система ультразвуковой визуализации, как определено выше и как определено в зависимых пунктах формулы изобретения.

В соответствии с вариантом осуществления, положение и ориентация интересующего анатомического объекта обнаруживаются посредством проведения основанной на 40 модели сегментации по меньшей мере одного набора объемных данных и нахождения наилучшего согласования по меньшей мере между одним набором объемных данных и геометрической моделью интересующего анатомического объекта, и в котором соответствующие места расположения срезов определяются на основе упомянутой геометрической модели.

В соответствии с дополнительным вариантом осуществления, заявленный способ содержит этапы, на которых:

- 45 - принимают и сохраняют множество наборов объемных данных, полученных в результате множества трехмерных сканирований тела,
- формируют и сохраняют множество различных двумерных срезов, формируемых из каждого набора из множества наборов объемных данных, вместе с их

коэффициентами качества; и

- выбирают для каждой двумерной стандартной проекции двумерный срез, имеющий наивысший коэффициент качества, сравнивая оцененные коэффициенты качества соответствующих двумерных срезов, формируемых из каждого набора из множества наборов объемных данных.

В соответствии с дополнительным вариантом осуществления, заявленный способ содержит этапы одновременного показа на дисплее графических изображений множества двумерных срезов, соответствующих различным стандартным проекциям интересующего анатомического объекта.

10 В соответствии с дополнительным вариантом осуществления, заявленный способ содержит этап представления на дисплее графического изображения коэффициента качества для каждого из двумерных срезов.

15 В соответствии с еще одним дополнительным вариантом осуществления, заявленный способ содержит этап выполнения дополнительного двумерного сканирования для двумерной стандартной проекции интересующего анатомического объекта, если коэффициент качества одного из сформированных срезов из множества двумерных срезов лежит выше заданного порога.

Краткое описание чертежей

Эти и другие варианты изобретения станут очевидны и будут подробно объяснены 20 со ссылкой на вариант(-ы) осуществления, описанный далее. На последующих чертежах:

Фиг. 1 - схематичное представление системы ультразвуковой визуализации, используемой для сканирования объема тела пациента;

Фиг. 2 - блок-схема варианта осуществления системы ультразвуковой визуализации;

25 Фиг. 3 - различные двумерные стандартные проекции чреспищеводной эхографии (TEE);

Фиг. 4 - блок-схема последовательности выполнения операций варианта осуществления способа, соответствующего настоящему изобретению;

Фиг. 5 - первый пример результатов, полученных системой ультразвуковой визуализации;

30 Фиг. 6 - второй пример результатов, полученных системой ультразвуковой визуализации; и

Фиг. 7 - третий пример результатов, полученных системой ультразвуковой визуализации.

Осуществление изобретения

35 На фиг. 1 представлена ультразвуковая система 10, соответствующая варианту осуществления, в частности, медицинской трехмерной системе ультразвуковой визуализации. Система 10 ультразвуковой визуализации применяется для обследования объема анатомического места, в частности, анатомического места пациента 12.

Ультразвуковая система содержит ультразвуковой зонд 14, имеющий по меньшей мере 40 одну матрицу датчиков, обладающую множеством элементов датчиков для передачи и/или получения ультразвуковых волн. В одном из примеров каждый из элементов датчиков может передавать ультразвуковые волны в форме по меньшей мере одного передаваемого импульса с определенной длительностью импульса, в частности, множество последовательно передаваемых импульсов. Элементы датчика

45 предпочтительно расположены в виде двумерной матрицы, в частности, для обеспечения мультипланарного или трехмерного изображения.

Частным примером трехмерной ультразвуковой системы, которая может применяться для настоящего изобретения, является ультразвуковая система CX40 Compact Xtreme,

продаваемая заявителем, в частности, вместе с ТЕЕ-датчиком X6-1 или X7-2t заявителя или другим датчиком, использующим технологию xMatrix заявителя. В целом, матричные системы датчиков, которые можно видеть, например, в системах Philips iE33 или технология механических трехмерных/четырехмерных датчиков, которую можно видеть, 5 например, в системах Philips iU22 и HD15, может применяться для текущего изобретения.

Трехмерное ультразвуковое сканирование обычно содержит излучаемые ультразвуковые волны, облучающие конкретный объем внутри тела, который может определяться как целевой объем. Это может быть достигнуто, излучая ультразвуковые волны под множеством различных углов. Набор объемных данных затем получают, 10 принимая и обрабатывая отраженные волны. Набор объемных данных является представлением целевого объема внутри тела.

Следует понимать, что ультразвуковой зонд 14 может использоваться либо неинвазивным способом (как показано на фиг. 1), либо инвазивным способом, как это обычно делается при ТЕЕ (явно здесь не показано). Ультразвуковой зонд 14 может 15 зондом, переносимым пользователем системы, например, медицинским персоналом или врачом. Ультразвуковой зонд 14 прикладывается к телу пациента 12, так чтобы обеспечивалось изображение анатомического места, в частности, анатомического объекта пациента 12.

Дополнительно, ультразвуковая система 10 может содержать блок 16 управления, 20 который управляет предоставление трехмерного изображения через ультразвуковую систему 10. Как будет подробно объяснено далее, блок 16 управления управляет не только сбором данных через матрицу датчиков ультразвукового зонда 14, но также обработкой сигналов и изображений, которая формирует трехмерные изображения из эхо-сигналов ультразвуковых лучей, принятых матрицей датчиков ультразвукового 25 зонда 14.

Ультразвуковая система 10 может дополнительно содержать дисплей 18 для отображения трехмерных изображений пользователю. Также, дополнительно может обеспечиваться устройство 20 ввода, которое может содержать клавиши или клавиатуру 22 и дополнительные устройства ввода, например, трекбол 24. Устройство 20 ввода 30 может соединяться с дисплеем 18 или непосредственно с блоком 16 управления.

На фиг. 2 схематично показана блок-схема ультразвуковой системы 10. Как уже было представлено выше, ультразвуковая система 10 содержит ультразвуковой зонд (PR) 14, блок 16 управления (CU), дисплей (DI) 18 и устройство 20 ввода (ID). Как 35 дополнительно представлено выше, зонд (PR) 14 содержит фазированную двумерную матрицу датчиков (TR) 26. В целом, блок 16 управления (CU) может содержать центральный процессор (CPU) 28, который может содержать аналоговые и/или цифровые 40 электронные схемы, процессор, микропроцессор и т. п., чтобы координировать весь процесс сбора данных и получения изображений. Однако, следует понимать, что центральный процессор (CPU) 28 может не быть отдельным объектом или блоком 45 внутри ультразвуковой системы 10. Он может быть частью блока 16 управления и, в целом, являться аппаратурным обеспечением или программным обеспечением.

Приведенное разделение сделано только для иллюстративных целей. Центральный процессор (CPU) 28, как часть блока 16 управления (CU) может управлять 45 формирователем 30 луча (BF) и тем, какие изображения объема 40 получаются и как эти изображения получают. Формирователь 30 луча (BF) формирует напряжения, управляющие матрицей 26 датчиков (TR), определяет частоты повторения, он может сканировать, фокусировать и аподизировать переданный луч и прием принимаемого луч(-ей) и могут дополнительно усиливать фильтрацию и оцифровывать поток

напряжения эхо-сигнала, возвращенный матрицей 26 датчиков (TR). Дополнительно, центральный процессор (CPU) 28 блока 16 управления (CU) может определить общие стратегии сканирования. Такие общие стратегии могут содержать желаемую скорость сбора объемных данных, горизонтальное простиранье объема, вертикальное

5 простиранье объема, плотности линий максимума и минимума и времена линий сканирования. Формирователь 30 луча (BF) дополнительно принимает ультразвуковые сигналы от матрицы 26 датчиков (TR) и направляет их далее в качестве сигналов изображения.

Дополнительно, ультразвуковая система 10 содержит сигнальный процессор (SP)

10 32, принимающий сигналы изображения. Сигнальный процессор (SP) 32 обычно обеспечивается для аналого-цифрового преобразования, цифровой фильтрации, например, полосовой фильтрации, а также обнаружения и сжатия, например, снижения динамического диапазона принятых ультразвуковых эхо-сигналов или сигналов изображения. Сигнальный процессор 32 передает данные изображения.

15 Дополнительно, ультразвуковая система 10 содержит процессор 34 обработки изображений (IP), преобразующий данные изображения, полученные от сигнального процессора 32, в данные для дисплея. В частности, процессор 34 обработки изображений принимает данные изображения, предварительно обрабатывает данные изображения и может сохранять их в памяти (MEM) 36. Эти данные изображения затем дополнительно 20 проходят последующую обработку, чтобы предоставить изображения пользователю через дисплей 18. В данном случае, в частности, процессор 34 обработки изображений может сформировать трехмерные изображения из множества двухмерных изображений.

Ультразвуковая система 10 может в данном случае дополнительно содержать 25 детектор 38 анатомии (AD), генератор 40 срезов (SLG) и блок 42 оценки (EU). Следует заметить, что последние упомянутые компоненты могут быть реализованы либо как отдельные объекты, но могут также быть введены в процессор 34 обработки изображений. Все эти компоненты могут быть реализованы в аппаратурном обеспечении и/или программным обеспечением.

Детектор 38 анатомии (AD) определяет ориентацию и положение интересующего 30 анатомического объекта в пределах собранных трехмерных объемных данных. Детектор анатомии (AD) может к тому же быть выполнен с возможностью проведения основанной на модели сегментации полученных трехмерных объемных данных. Это может быть сделано, находя наилучшее согласование по меньшей мере между одним набором объемных данных и геометрической ячеичной моделью интересующего анатомического 35 объекта. Основанная на модели сегментация может, например, быть проведена подобно тому, как описано для основанной на модели сегментации изображений компьютерной томографии в работе Escabert, O. et al. : "Automatic Model-based Segmentation of the Heart in CT Images", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 27(9), p. 1189-1291, 2008.

Геометрическая ячеичная модель интересующего анатомического объекта может 40 содержать соответствующие сегменты, представляющие соответствующие анатомические признаки. Соответственно, детектор 38 анатомии может обеспечить связанное с анатомией описание объемных данных, которые идентифицируют соответствующие геометрические местоположения соответствующих анатомических признаков в объемных данных.

45 Такая основанная на модели сегментация обычно начинается с идентификации ориентации интересующего анатомического объекта (например, сердца) в рамках трехмерных ультразвуковых объемных данных. Это может быть, например, сделано, используя трехмерную реализацию обобщенного преобразования Хауфа.

Рассогласование в расположении может корректироваться, согласуя геометрическую модель с изображением, используя общее преобразование подобия. Сегментация содержит начальную модель, которая грубо представляет форму интересующего анатомического объекта. Упомянутая модель может быть мультикамерной ячеичной моделью. Эта начальная модель будет деформироваться преобразованием. Это преобразование разделяется на два преобразования различного вида: общее преобразование, которое может перемещать, вращать или перемасштабировать начальную форму геометрической модели, если нужно, и локальная деформация, которая фактически будет деформировать геометрическую модель таким образом, чтобы она более точно согласовывалась с интересующим анатомическим объектом. Это обычно делается, определяя нормальные векторы поверхности геометрической модели, чтобы согласовать градиент изображения; то есть, сегментация будет искать в принятом ультразвуковом изображении границы перехода от светлого к темному (или от темного к светлому), которые обычно представляют границы ткани в ультразвуковых изображениях, то есть, границы интересующего анатомического объекта.

Сегментированные трехмерные объемные данные могут затем дополнительно проходить последующую обработку. Генератор 40 срезов (SLG) формирует множество двумерных срезов из трехмерных объемных данных. Опорные точки при этом кодируются в пределах геометрической модели, которая определяет плоскости упомянутых двумерных срезов. Набор из трех или более опорных точек может представлять плоскость. Эти кодированные опорные точки могут отображаться на сегментированных трехмерных объемных данных, чтобы получить набор двумерных стандартных проекций интересующего анатомического объекта, формируемый из трехмерных объемных данных. Генератор 40 срезов для каждой двумерной стандартной проекции может быть дополнительно выполнен с возможностью определения, какие анатомические признаки интересующего анатомического объекта, как ожидается, должны содержаться в пределах упомянутой проекции. Это может быть сделано, используя геометрическую модель, кодированную с помощью анатомических признаков интересующего анатомического объекта. Таким образом, должно быть известно, какие анатомические признаки в какой двумерной стандартной проекции могут встречаться.

Блок 42 оценки (EU) может затем оценивать коэффициент качества на каждого среза из сформированного множества двумерных срезов, сравнивая каждый из упомянутых сформированных срезов с анатомическими признаками, ожидаемыми для соответствующей двумерной стандартной проекции. Другими словами, блок 42 оценки вычисляет покрытие каждой из двумерных стандартных проекций трехмерными объемными данными. Это может быть сделано, вычисляя перекрытие структуры, которая должна перекрываться, и поле обзора трехмерного ультразвукового сканирования. Коэффициент качества, который оценивается внутри блока 42 оценки для каждого из сформированного множества двумерных срезов, может, таким образом, быть количественным коэффициентом, который содержит отношение, в какой степени ожидаемые анатомические признаки содержатся в соответствующих двумерных срезах. Это может быть сделано, сравнивая поле обзора каждого из двумерных срезов с геометрической моделью анатомического объекта.

Также, другими словами, это означает, что для каждого двумерного среза, который формируется от принятых трехмерных ультразвуковых объемных данных, определяется, насколько хорошо покрывается двумерная стандартная проекция, соответствующая сформированному двумерному срезу. Эта информация может быть представлена как

графический значок, например, как светофор и/или как процент на дисплее 18.

Как будет объяснено далее более подробно со ссылкой на фиг. 5-7, сформированные двумерные срезы интересующего анатомического объекта предпочтительно показываются на дисплее 18 одновременно, причем каждый показанный двумерный срез показывается вместе с графическим представлением коэффициента качества (значок и/или процент), который указывает качество соответствующего двумерного среза.

На практике обычно выполняется не только одиночное трехмерное ультразвуковое сканирование интересующего анатомического объекта. Предпочтительно, выполняется множество трехмерных ультразвуковых сканирований интересующего анатомического объекта. Это ведет в результате к множеству наборов объемных данных, являющихся результатом множества различных трехмерных сканирований тела. Для каждого из этих наборов трехмерных объемных данных ультразвуковой системой 10 выполняется описанная выше обработка (сегментация, формирование срезов и оценка). Множество наборов объемных данных, полученных в результате различных трехмерных сканирований, и двумерные срезы, которые формируются описанным выше способом из упомянутых наборов объемных данных, могут быть сохранены в памяти (МЕМ) 36 вместе с оцененными коэффициентами качества каждого из двумерных срезов.

В этом случае переключатель 44 (SEL) выполнен с возможностью выбора для каждой двумерной стандартной проекции двумерного среза, имеющего наивысший коэффициент качества. Это может быть сделано, сравнивая оцененные коэффициенты качества соответствующих двумерных срезов, которые формируются из каждого набора из числа множества трехмерных наборов объемных данных, которые хранятся в памяти 36. Другими словами, переключатель 44 выбирает для каждой стандартной проекции наилучший двумерный срез из всех двумерных срезов, которые были сформированы из различных наборов трехмерных объемных данных (различных ультразвуковых сканирований). Это означает, что различные двумерные стандартные проекции, которые одновременно отображаются на дисплее 18, могут являться результатом различных трехмерных ультразвуковых сканирований, причем переключатель 44 автоматически определяет, из какого трехмерного набора объемных данных может наилучшим образом формироваться конкретная двумерная стандартная проекция.

Это будет объяснено дальше с дополнительными подробностями на примере чреспищеводной эхокардиографии (TEE).

Для полного ТЕЕ-исследования должно быть получено 20 различных двумерных стандартных ТЕЕ-проекций. Краткое представление различных стандартных проекций схематично показано на фиг. 3. На фиг. 3а, например, показана четырехкамерная МЕ-проекция, на фиг. 3б показана двухкамерная МЕ-проекция, на фиг. 3с показана LAX МЕ-проекция и так далее.

На фиг. 4 схематично показана блок-схема, поясняющая способ, соответствующий варианту осуществления настоящего изобретения. На первом этапе S10 принимают набор объемных данных, полученных в результате трехмерного ультразвукового сканирования тела. На следующем этапе S12 обнаруживают положение и ориентацию интересующего анатомического объекта (например, человеческого сердца) в пределах по меньшей мере одного набора объемных данных. При этом может быть проведена основанная на модели сегментация по меньшей мере одного набора объемных данных. 45 Как уже упоминалось выше, это делается, находя наилучшее совпадение между одним набором объемных данных и геометрической моделью человеческого сердца.

Затем, упомянутая модель используется, чтобы вычислить плоскости всех 20 стандартных ТЕЕ-проекций. Это делается на этапе S14, формируя множество двумерных

срезов по меньшей мере от одного набора трехмерных объемных данных. При этом, соответствующие места расположения срезов определяются, основываясь на геометрической модели сердца. Благодаря сегментации, которая была выполнена заранее (этап S12), эти соответствующие места расположения срезов могут отображаться

5 на трехмерных объемных данных, так что можно вычислять двумерные срезы из трехмерного набора объемных данных, интерполируя трехмерное изображение. Например, чтобы вычислить четырехкамерную МЕ-проекцию (смотрите фиг. 3а), плоскость задается центром митрального клапана, центром трехстворчатого клапана и вершиной легкого.

10 Затем на этапе S16 для каждой двумерной стандартной проекции определяется, какие анатомические признаки сердца, как ожидают, должны содержаться в упомянутой стандартной проекции. Это может быть сделано, кодируя геометрическую модель с помощью связанного с анатомией описания, которое идентифицирует сегменты сердца в пределах каждой двумерной стандартной проекции, которые соответствуют

15 соответствующим анатомическим признакам, например, камерам сердца, основным сосудам, перегородкам, сердечным клапанам и т. д. Если геометрическая модель кодируется с помощью этой связанной с анатомией информации, то при дальнейшей процедуре легче оценить, охватывают ли сформированные двумерных срезы всю информацию, которая должна быть введена в рамки соответствующей двумерной

20 стандартной проекции.

На этапе S18 затем для каждого из сформированных двумерных срезов оценивается, насколько хорошо охватывается двумерная стандартная проекция. К тому же, коэффициент качества вычисляется для каждого из сформированных двумерных срезов, причем упомянутый коэффициент оценки может быть количественным коэффициентом, 25 который содержит отношение, в какой степени ожидаемые анатомические признаки содержатся в соответствующих двумерных срезах. Это может быть сделано, сравнивая поле обзора каждого из сформированных двумерных срезов с геометрической моделью сердца.

На фиг. 5 показаны шесть двумерных срезов, которые были сформированы 30 вышеупомянутым способом, основываясь на одиночном трехмерном ТЕЕ-изображении (здесь называемом как одиночный набор объемных данных). Результаты выполняемой сегментации здесь показаны линиями 46 границ. На фиг. 5а показан двумерный срез, соответствующий стандартной МЕ-проекции четырех камер (сравните с фиг. 3а). На фиг. 5В здесь показан двумерный срез, соответствующий стандартной МЕ-проекции 35 двух камер (сравните с фиг. 3б). На фиг. 3d показан сформированный двумерный срез, которая соответствует стандартной ТЕ-проекции mid SAX (сравните с фиг. 3d). На фиг. 5h показан сформированный двумерный срез, соответствующий стандартной МЕ-проекции SAX AV (сравните с фиг. 3h). На фиг. 5i показан сформированный двумерный срез, соответствующий стандартной МЕ-проекции AV LAX (сравнитесь с фиг. 3i). И на 40 фиг. 5m показан сформированный двумерный срез, соответствующий стандартной МЕ-проекции оттока-притока RV (сравните с фиг. 3m).

Как можно видеть, большинство интересующих анатомических признаков находятся в пределах срезов 5а, b и d, то есть, большинство линий 46 границ находятся в пределах поля обзора. Коэффициенты качества, которые были оценены для этих срезов, поэтому 45 сравнительно высоки, как указывается на фиг. 5а, b и d посредством графического значка 48, который показан в правом верхнем углу каждого изображения среза и представляет собой схематичный светофор, светящийся зеленым светом.

Дополнительно можно видеть, что сформированные срезы 5h и 5i все еще являются

приемлемыми, поскольку основные интересующие анатомические признаки, например, аортальный клапан на фиг. 5h, все еще в пределах поля обзора. Светофор 48' поэтому для этих срезов горит желтым светом. На фиг. 5m большинство граничных линий 46, однако, находятся вне поля обзора, означая, что интересующие анатомические признаки,

- 5 то есть, входящий и исходящий потоки правого желудочка, охватываются неполностью. Качество этого сформированного двумерного среза, таким образом, оценивается, скорее как низкое, что показывается на фиг. 5m светофором 48" красного света.

Возвращаясь обратно к фиг. 4, теперь этапы S10-S18 способа повторяются для каждого нового трехмерного ТЕЕ-изображения. Это означает, что для каждого 10 трехмерного ТЕЕ-изображения (каждый трехмерный набор объемных данных), формируются и оцениваются все 20 двумерных срезов, которые соответствуют 20 различным двумерным стандартным ТЕЕ-проекциям, показанным на фиг. 3. Для каждого двумерного среза определяется, какие анатомические признаки следует ожидать в нем, то есть, какие граничные линии 46 должны встречаться в этих двумерных срезах 15 (этап S16). И для каждого двумерного среза оценивается, находятся ли ожидаемые граничные линии в пределах поля обзора или насколько они попадают в него в этом случае (этап S18).

На фиг. 6 показаны двумерных срезы, сформированные (и оцененные), основываясь на втором трехмерном ТЕЕ-изображении (втором наборе объемных данных) с другим 20 полем обзора. Из фиг. 6 можно видеть, что сформированные срезы 6a, b и d, которые сравниваются со срезами, показанными на фиг. 5a, b и d (указаны красным светофором 48"), довольно непригодны. Однако, сформированные двумерных срезы, соответствующие стандартной МЕ-проекции SAX AV (фиг. 6h), стандартной МЕ-проекции AV LAX (фиг. 6i) и стандартной МЕ-проекции оттока-притока RV (смотрите 25 фиг. 6m), имеют довольно хорошее качество, поскольку интересующие анатомические признаки (граничные линии 46) на этот раз находятся в пределах поля обзора.

Можно поэтому видеть, что стандартные двумерные проекции a, b и d лучше всего 30 охватываются внутри двумерных срезов, которые сформированы из первого трехмерного набора объемных данных (показан на фиг. 5a, b и d), тогда как двумерные стандартные проекции h, i и m лучше всего охватываются двумерными срезами, 35 сформированными из второго набора трехмерных объемных данных (показан на фиг. 6h, i и m).

На этапе S20 (смотрите фиг. 4) наилучшая версия каждой двумерной стандартной проекции затем выбирается автоматически. Для каждой двумерной стандартной 40 проекции выбирается один сформированный двумерный срез, имеющий наивысший коэффициент качества. Это может быть сделано посредством сравнения оцененных коэффициентов качества соответствующих двумерных срезов, сформированных из каждого из принятых наборов объемных данных (из каждого из принятых трехмерных ТЕЕ-изображений). Этот "наилучший выбор" окончательно показывается на дисплее на этапе S24.

Результат показан на фиг. 7. Как можно видеть на фиг. 7, система 10 автоматически выбрала более подходящие двумерные срезы, которые сформированы из первого трехмерного ТЕЕ-изображения в качестве двумерных стандартных проекций a, b и d, в то время как автоматически выбираются двумерные срезы, которые сформированы 45 из второго трехмерного ТЕЕ-изображения в качестве двумерных стандартных проекций h, i и m. В итоге, это означает, что только два трехмерных ТЕЕ-изображения были необходимы в этом примере, чтобы сформировать примерно показанные шесть двумерных стандартных проекций, тогда как при ручном сканировании пациента с

помощью обычной двумерной ультразвуковой системы сканирования могли бы потребоваться шесть различных ультразвуковых сканирований. Дополнительное значительное преимущество состоит в том, что система сама выбирает наилучшие двумерных срезы. Представленный способ, таким образом, менее подвержен ошибкам и действует быстрее по сравнению с обычной ТЕЕ-процедурой.

Еще одно дополнительное усовершенствование способа, схематично показанного на фиг. 4, представлено на фиг. 4 этапом S22. Вместо использования двумерных срезов, которые были интерполированы из трехмерного набора объемных данных, двумерных срезы могут также быть сформированы, выполняя дополнительное двумерное

- 10 сканирование, как только система распознает, что коэффициент качества двумерного среза, сформированного на этапах S10-S18, превышает заданное пороговое значение. Это означает, что, как только система распознает, что поле обзора полученного трехмерного изображения пригодна для конкретной двумерной стандартной проекции, вычисляются параметры отображения для этой двумерной стандартной проекции из
- 15 текущего места расположения зонда 14 датчика и зонд 14 датчика автоматически выполняет дополнительное двумерное сканирование, чтобы непосредственно получить двумерную стандартную проекцию. Этот "дополнительный" сбор данных должен, однако, делаться только тогда, когда на этапе S18 было обнаружено, что качество сформированного двумерного среза довольно высокое, означая, что положение и
- 20 ориентация зонда 14 датчика пригодно для получения соответствующей двумерной стандартной проекции.

Следует заметить, что этап S22 является не обязательным, а дополнительным этапом способа. Конечно, также возможно объединение формирования двумерных срезов из трехмерного набора объемных данных и формирование двумерных срезы напрямую, выполняя дополнительное двумерное сканирование.

Хотя изобретение было показано и описано подробно на чертежах и в предшествующем описании, такие чертежи и описание следует считать иллюстративными или примерными, и не создающими ограничений; изобретение не ограничивается раскрытыми вариантами осуществления. Другие модификации раскрытых вариантов

- 30 осуществления могут быть понятны и осуществлены специалистами в данной области техники при практической реализации заявленного изобретения, исходя из изучения чертежей, раскрытия и приложенной формулы изобретения.

В формуле изобретения слово "содержащий" не исключает другие элементы или этапы и единственное число не исключает множественное число. Единый элемент или

- 35 другой блок могут выполнить функции нескольких пунктов, приведенных в формуле изобретения. Простой факт, что определенные характеристики перечислены во взаимно различных зависимых пунктах формулы изобретения, не указывает, что объединение этих характеристик не может использоваться для достижения преимущества.

Компьютерная программа может храниться/распространяться на соответствующем

- 40 носителе данных, таком как оптический носитель или твердотельный носитель, поставляемый вместе или как часть другого аппаратного обеспечения, но может также распространяться в других формах, таких как через Интернет или другие проводные или беспроводные системы связи.

Любые ссылочные позиции в формуле изобретения не должны рассматриваться как

- 45 ограничение объема изобретения.

(57) Формула изобретения

1. Система (10) ультразвуковой визуализации, содержащая:

процессор (34) обработки изображений, выполненный с возможностью принимать по меньшей мере один набор объемных данных, полученных в результате трехмерного ультразвукового сканирования тела (12), и выдавать соответствующие данные отображения,

5 детектор (38) анатомии, выполненный с возможностью обнаружения положения и ориентации интересующего анатомического объекта в этом по меньшей мере одном наборе объемных данных,

генератор (40) срезов для формирования множества двумерных срезов из упомянутого по меньшей мере одного набора объемных данных, причем упомянутый генератор (40)

10 срезов выполнен с возможностью определения соответствующих местоположений срезов, основываясь на результатах детектора анатомии для интересующего анатомического объекта, чтобы получить набор двумерных стандартных проекций интересующего анатомического объекта, причем генератор (40) срезов дополнительно выполнен с возможностью определять для каждой двумерной стандартной проекции,

15 какие анатомические признаки интересующего анатомического объекта, как ожидается, должны в ней содержаться,

блок (42) оценки для оценки коэффициента качества каждого из сформированного множества двумерных срезов путем сравнения каждого из срезов с анатомическими признаками, ожидаемыми для соответствующей двумерной стандартной проекции,

20 память (36) для хранения множества наборов объемных данных, полученных в результате множества различных трехмерных сканирований тела (12) и для хранения множества двумерных срезов, формируемых из множества наборов объемных данных, и их коэффициентов качества; и

переключатель (44) для выбора для каждой двумерной стандартной проекции

25 двумерного среза, имеющего наивысший коэффициент качества, путем сравнения оцененных коэффициентов качества соответствующих двумерных срезов, сформированных из каждого из множества наборов объемных данных.

2. Система ультразвуковой визуализации по п.1, в которой детектор (38) анатомии выполнен с возможностью проведения основанной на модели сегментации упомянутого по меньшей мере одного набора объемных данных путем нахождения наилучшего совпадения между этим по меньшей мере одним набором объемных данных и геометрической моделью интересующего анатомического объекта, чтобы обнаружить положение и ориентацию интересующего анатомического объекта, при этом генератор (40) срезов выполнен с возможностью определения соответствующих местоположений срезов интересующего анатомического объекта, основываясь на упомянутой геометрической модели.

3. Система ультразвуковой визуализации по п.1, в которой коэффициент качества, который оценивается блоком (42) оценки для каждого из сформированного множества двумерных срезов, является количественным коэффициентом, включающим в себя 40 отношение того, в какой степени ожидаемые анатомические признаки включены в соответствующий двумерный срез.

4. Система ультразвуковой визуализации по п.2, в которой блок (42) оценки выполнен с возможностью оценки коэффициента качества для каждого из сформированного множества двумерных срезов путем сравнения поля обзора каждого из двумерных срезов с геометрической моделью анатомического объекта.

5. Система ультразвуковой визуализации по п.1, дополнительно содержащая дисплей (18), причем процессор (34) обработки изображений выполнен с возможностью формирования данных отображения, чтобы одновременно показывать на дисплее (18)

графические изображения множества двумерных срезов, соответствующих различным стандартным проекциям интересующего анатомического объекта.

6. Система ультразвуковой визуализации по п.5, в которой процессор (34) обработки изображений дополнительно выполнен с возможностью формирования данных отображения для показа на дисплее (18) графического изображения (48, 48', 48'') коэффициента качества для каждого из двумерных срезов.

7. Система ультразвуковой визуализации по п.6, в которой графическое изображение (48, 48', 48'') коэффициента качества содержит значок и/или процент.

8. Система ультразвуковой визуализации по п.1, дополнительно содержащая:

10 матрицу (26) датчиков, выполненную с возможностью обеспечения ультразвукового сигнала приема,

15 формирователь (30) луча, выполненный с возможностью управления матрицей (26) датчиков, чтобы выполнять трехмерное сканирование тела (12), и дополнительно выполненный с возможностью принимать ультразвуковой сигнал приема и выдавать сигнал изображения,

контроллер (28) для управления формирователем (30) луча, и

сигнальный процессор (32), выполненный с возможностью принимать сигнал изображения и выдавать трехмерные объемные данные.

9. Система ультразвуковой визуализации по п.8, в которой контроллер (28) выполнен

20 с возможностью управления формирователем (30) луча для управления матрицей (26) датчиков, чтобы выполнить дополнительное двумерное сканирование для получения двумерной стандартной проекции интересующего анатомического объекта, если коэффициент качества одного из множества двумерных срезов, сформированных генератором срезов, превышает заданный порог.

25 10. Способ формирования и оценки двумерных стандартных проекций из трехмерных ультразвуковых объемных данных, содержащий этапы, на которых:

принимают (S10) по меньшей мере один набор объемных данных, полученный в результате трехмерного ультразвукового сканирования тела,

30 обнаруживают (S12) положение и ориентацию интересующего анатомического объекта в пределах этого по меньшей мере одного набора объемных данных,

формируют (S14) множество двумерных срезов из данного по меньшей мере одного набора объемных данных посредством определения соответствующих местоположений срезов, основываясь на обнаруженном положении и ориентации интересующего анатомического объекта, чтобы получить набор двумерных стандартных проекций

35 интересующего анатомического объекта,

40 определяют (S16) для каждой двумерной стандартной проекции, какие анатомические признаки интересующего анатомического объекта, как ожидается, должны в ней содержаться,

оценивают (S18) коэффициент качества для каждого из сформированного множества

45 двумерных срезов путем сравнения каждого из срезов с анатомическими признаками, ожидаемыми для соответствующей двумерной стандартной проекции,

принимают и сохраняют множество наборов объемных данных, полученных в результате множества трехмерных сканирований тела,

формируют и сохраняют множество различных двумерных срезов, сформированных из каждого из множества наборов объемных данных, вместе с их коэффициентами качества; и

выбирают (S20) для каждой двумерной стандартной проекции двумерный срез, имеющий наивысший коэффициент качества, путем сравнения оцененных коэффициентов

качества соответствующих двумерных срезов, сформированных из каждого из множества наборов объемных данных.

11. Способ по п.10, в котором положение и ориентация интересующего анатомического объекта обнаруживаются (S12) посредством проведения основанной на модели сегментации упомянутого по меньшей мере одного набора объемных данных и нахождения наилучшего совпадения между этим по меньшей мере одним набором объемных данных и геометрической моделью интересующего анатомического объекта и при этом соответствующие местоположения срезов определяются (S14) на основе упомянутой геометрической модели.

10 12. Способ по п.11, в котором коэффициент качества для каждого из сформированного множества двумерных срезов оценивается путем сравнения поля обзора каждого из двумерных срезов с геометрической моделью анатомического объекта.

13. Машиночитаемый носитель данных для формирования и оценки двумерных стандартных проекций из трехмерных ультразвуковых объемных данных, причем машиночитаемый носитель данных хранит компьютерную программу, содержащую средства программного кода для предписания компьютеру выполнять этапы способа по п.10, когда упомянутая компьютерная программа исполняется на компьютере.

20

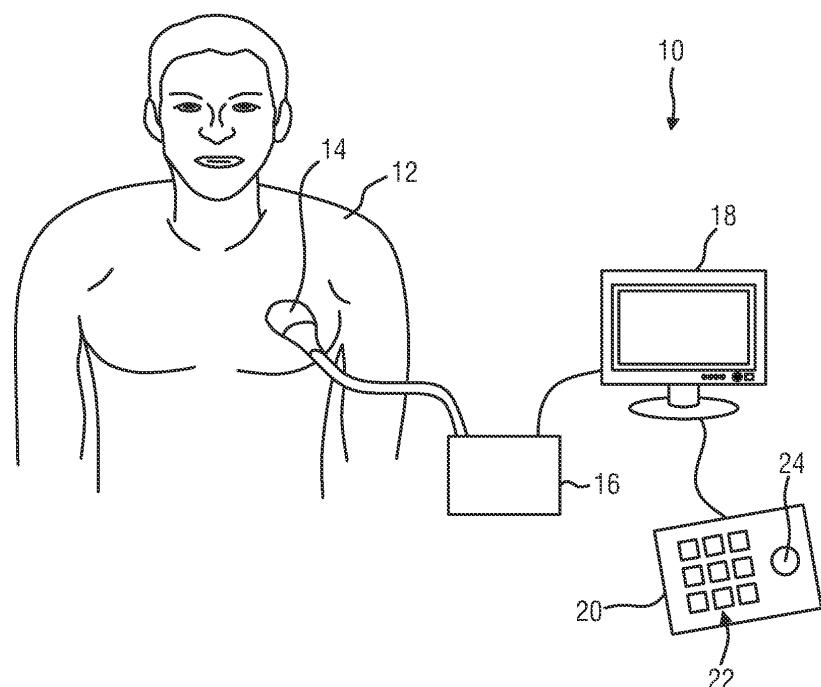
25

30

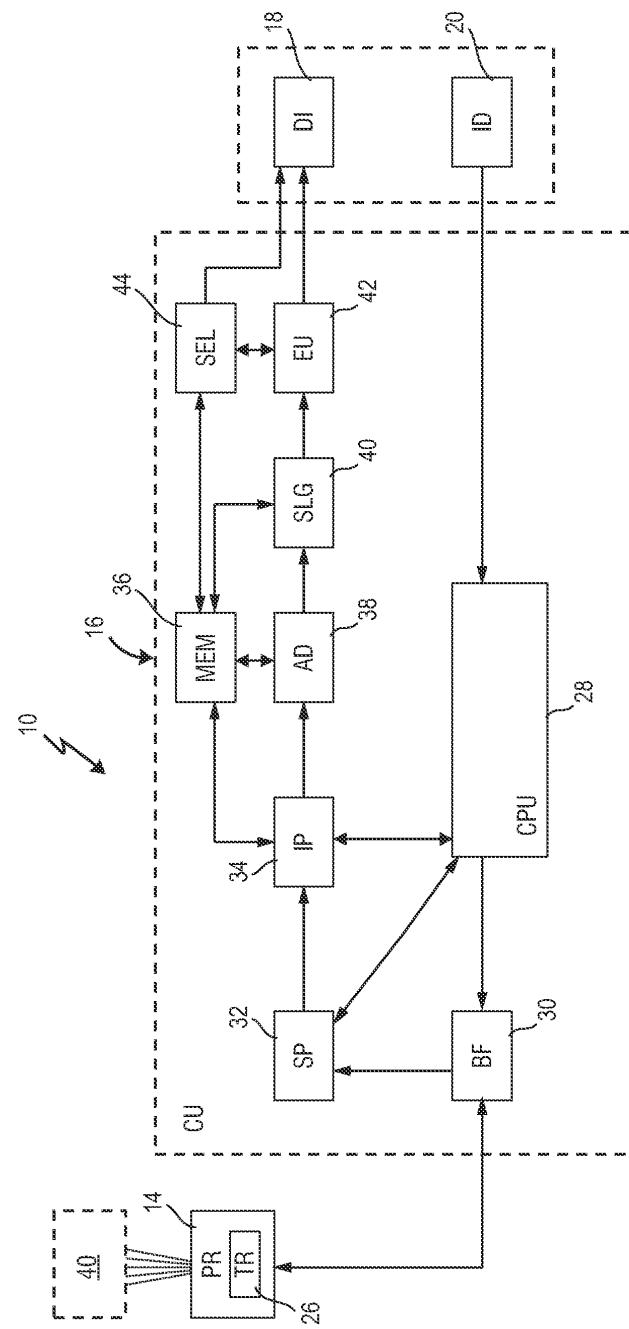
35

40

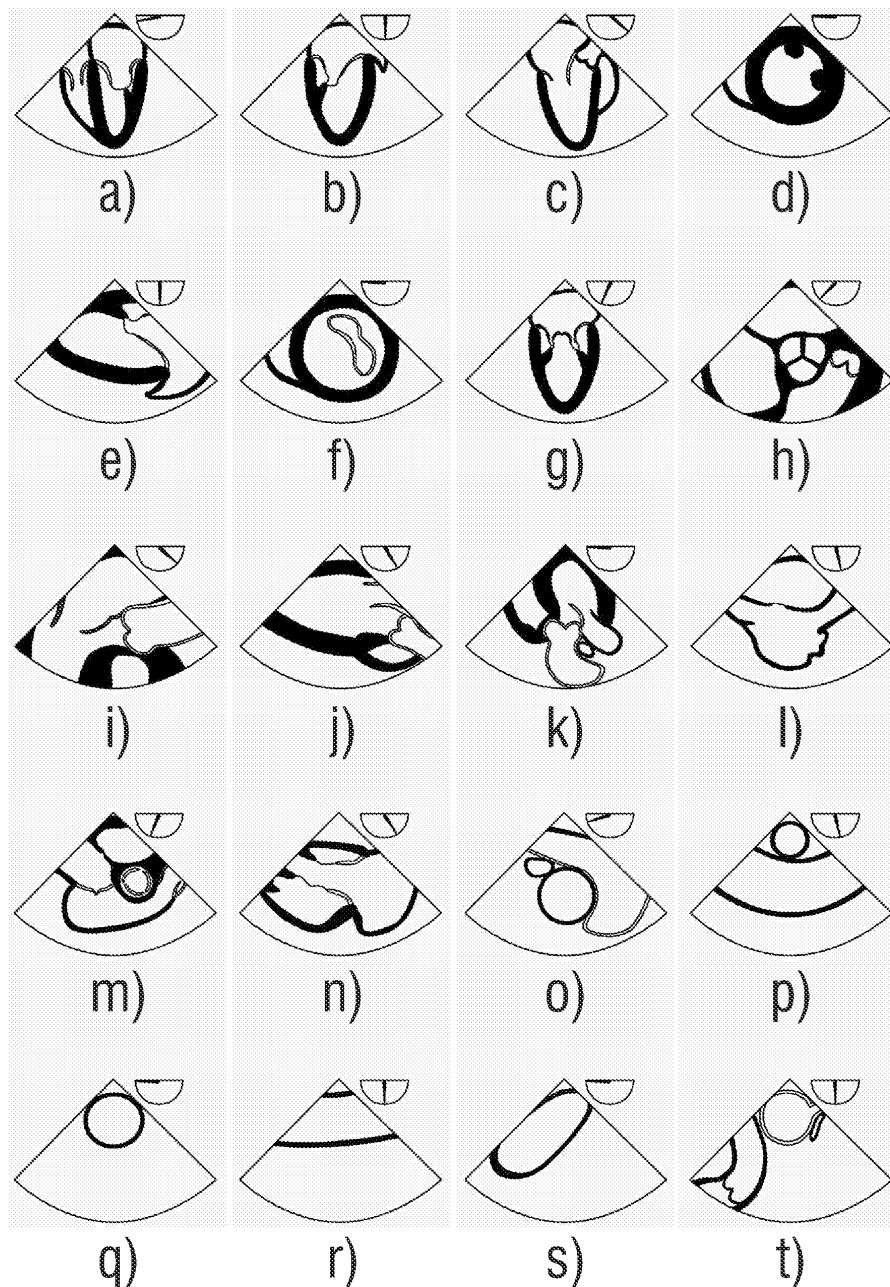
45



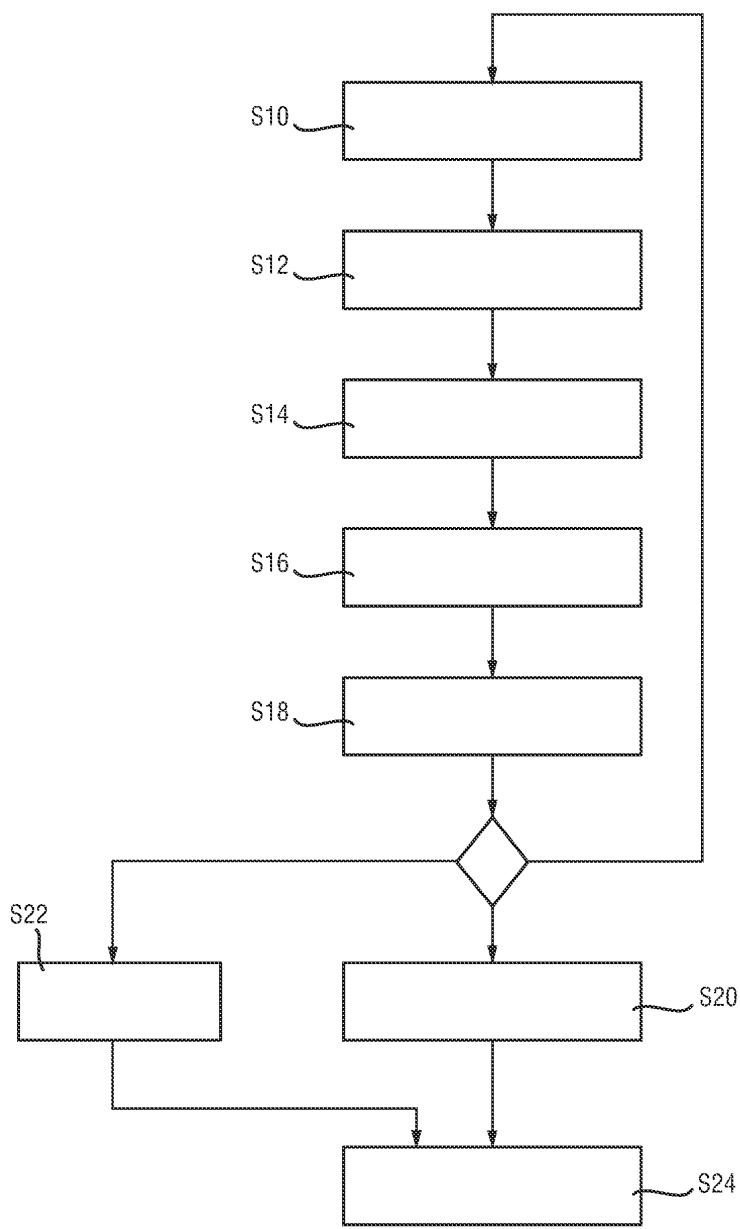
ФИГ. 1



ФИГ. 2

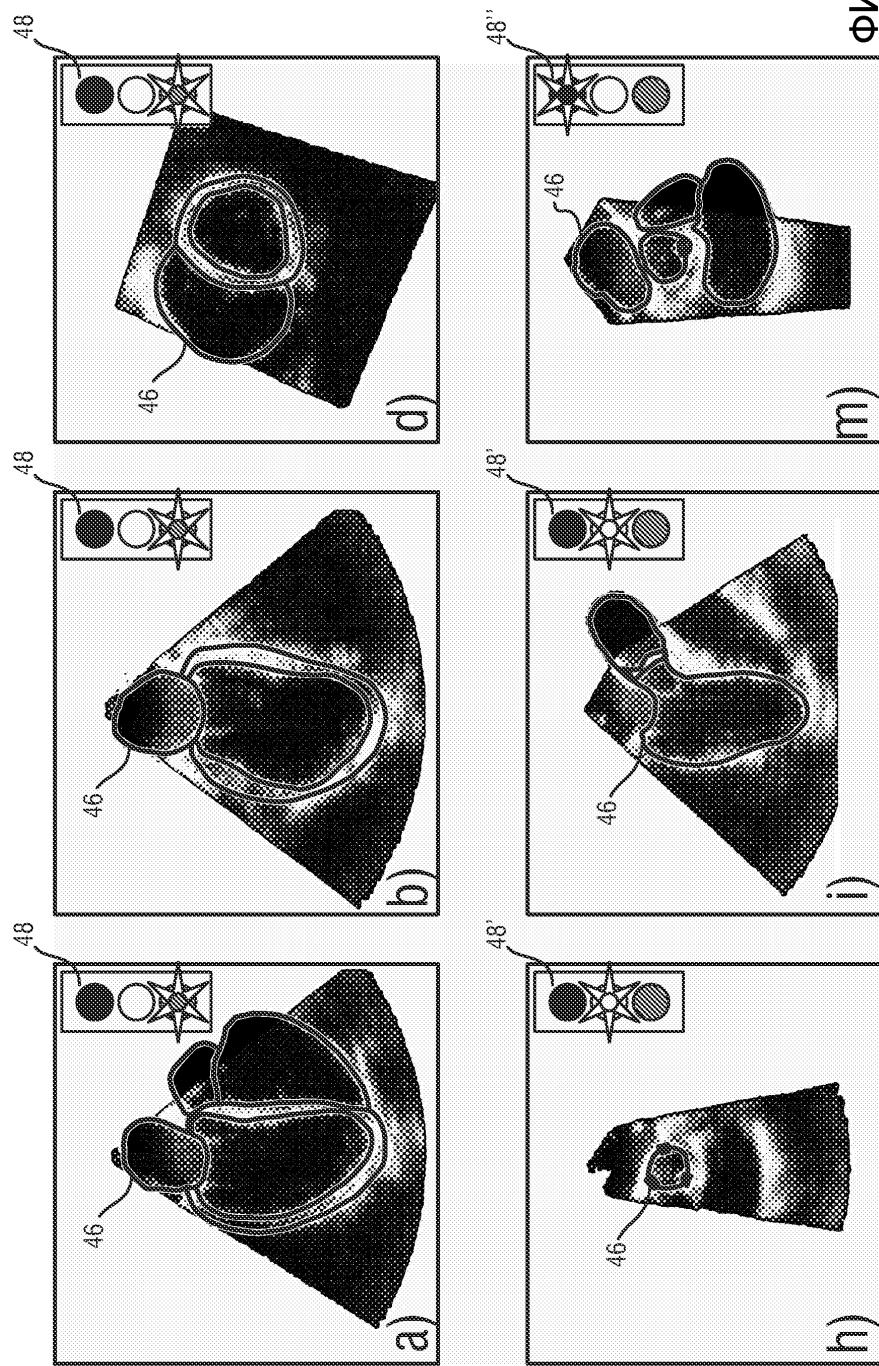


ФИГ. 3

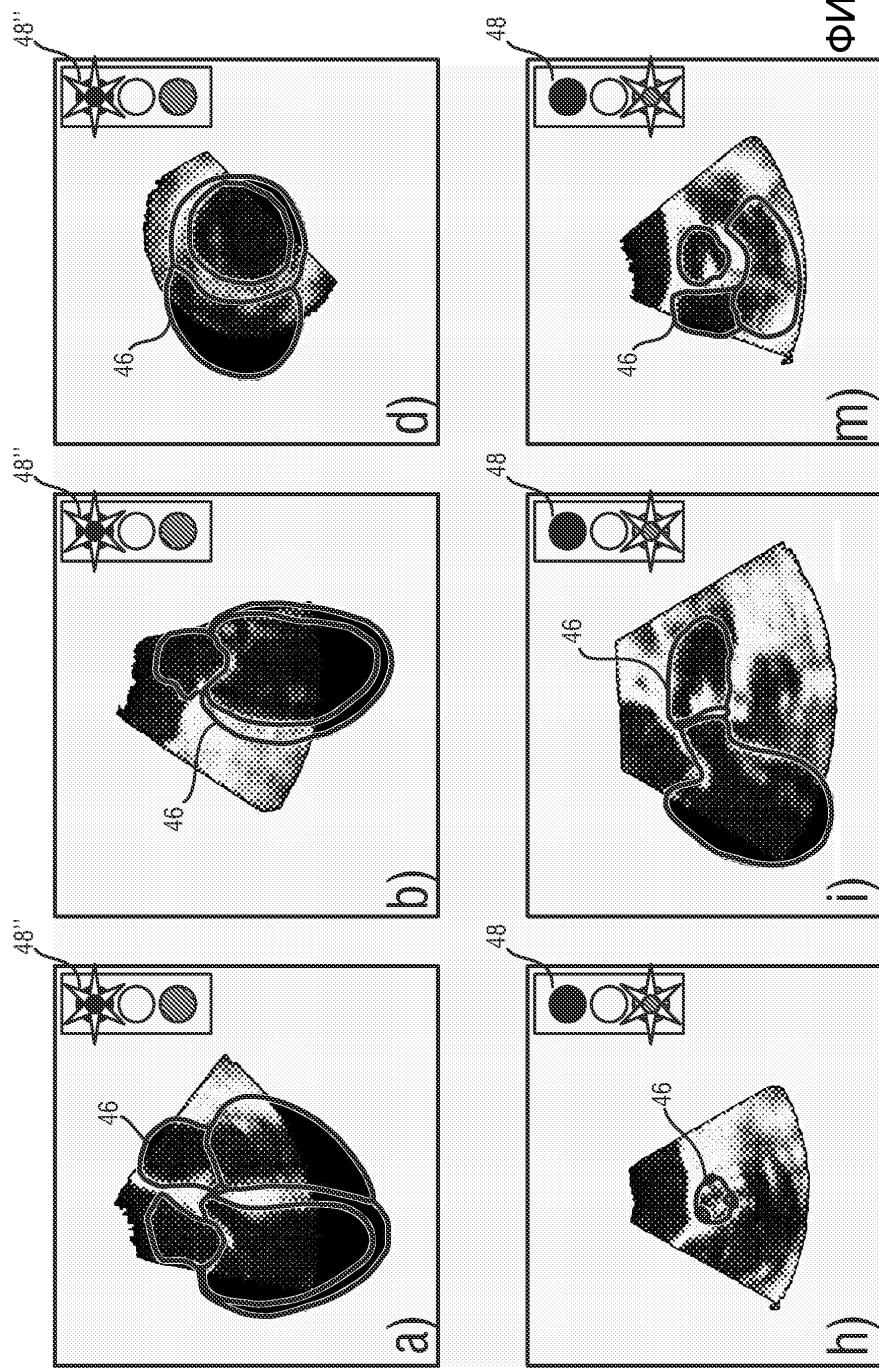


ФИГ. 4

ФИГ. 5



ФИГ. 6



ФИГ. 7

