



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК  
A61B 8/085 (2020.01); A61B 8/52 (2020.01)

(21)(22) Заявка: 2018127774, 30.12.2016

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
30.12.2016

Дата регистрации:  
11.03.2020

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:  
31.12.2015 US 62/273699

(43) Дата публикации заявки: 31.01.2020 Бюл. № 4

(45) Опубликовано: 11.03.2020 Бюл. № 8

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на  
национальной фазе: 31.07.2018

(86) Заявка РСТ:  
EP 2016/082944 (30.12.2016)

(87) Публикация заявки РСТ:  
WO 2017/114961 (06.07.2017)

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

(72) Автор(ы):

ЧЖОУ Шивэй (NL),  
РАДЖУ Баласундар Ийаву (NL),  
ВАН Шоуган (NL),  
СЮЙ Цзинпин (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

(56) Список документов, цитированных в отчете  
о поиске: WO2014136018 A1, 12.09.2014. V.  
Zagrodsky et al. Automated Detection of a Blood  
Pool in Ultrasound Images of Abdominal Trauma,  
Ultrasound in Medicine & Biology, Volume 33,  
Issue 11, November 2007, Pages 1720-1726.  
US2004254439 A1, 16.12.2004. US2012065507 A1,  
15.03.2012. US2016000411 A1, 07.01.2017.  
US2016239959 A1, 18.08.2016. RU 2232547 C2,  
(см. прод.)

R U 2 7 1 6 4 3 0 C 2

(54) АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ИДЕНТИФИКАЦИИ ПУЛА КРОВИ И СПОСОБ  
УПРАВЛЕНИЯ УКАЗАННОЙ СИСТЕМОЙ

(57) Реферат:

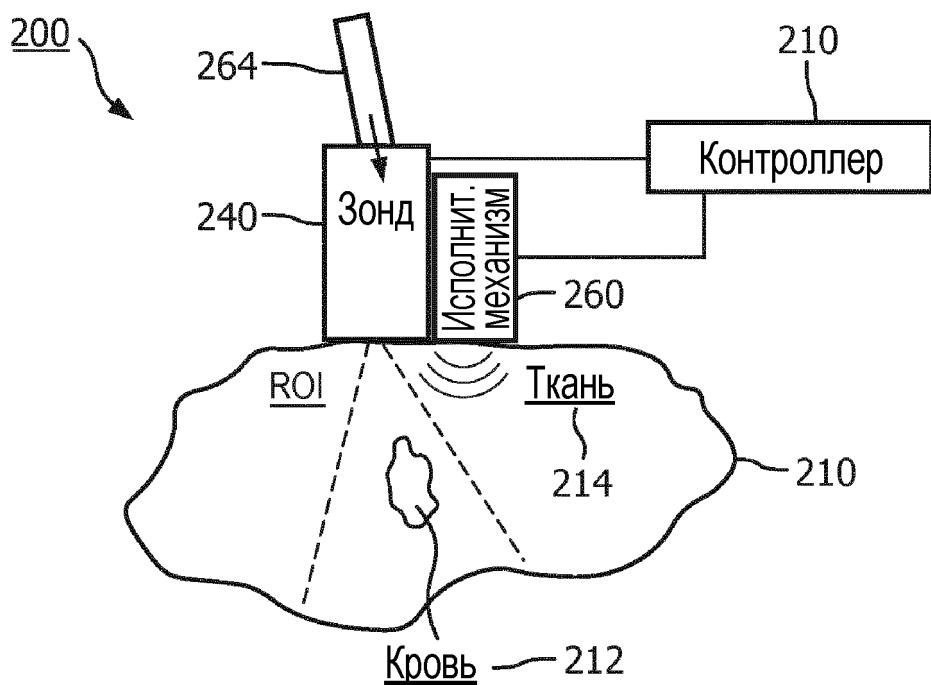
Группа изобретений относится к медицинской  
технике, а именно к автоматизированным  
ультразвуковым средствам обнаружения пула  
крови. Устройство ультразвуковой визуализации  
содержит по меньшей мере один контроллер,  
выполненный с возможностью сбора  
ультразвуковых данных анатомической  
исследуемой области (ROI) субъекта, причем  
ультразвуковые данные содержат по меньшей  
мере два кадра, собранные в разное время, когда  
толкающее усилие вызывает движение внутри

анатомической ROI, определения корреляции  
между по меньшей мере двумя из собранных  
кадров и формирования соответствующих  
коэффициентов корреляции, генерации карты  
коэффициентов корреляции (CC) на основе  
определенной информации корреляции между по  
меньшей мере двумя кадрами, различие флюида  
от ткани в пределах карты CC на основе  
сравнения коэффициентов корреляции по меньшей  
мере с одним пороговым значением, и выделения  
флюида в пределах карты CC. Способ

R U 2 7 1 6 4 3 0 C 2

отображения ультразвуковых изображений осуществляется посредством устройства визуализации, включающего также постоянный машиночитаемый носитель, содержащий машинные инструкции, которые при их

исполнении процессором настраивают процессор на выполнение этапов способа. Использование изобретений позволяет повысить точность при идентификации пулов крови. 3 н. и 12 з.п. ф-лы, 6 ил.



## ФИГ.2

(56) (продолжение):  
20.07.2004.

FEDERAL SERVICE  
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

## (12) ABSTRACT OF INVENTION

(52) CPC  
*A61B 8/085 (2020.01); A61B 8/52 (2020.01)*

(21)(22) Application: 2018127774, 30.12.2016

(24) Effective date for property rights:  
30.12.2016Registration date:  
11.03.2020

Priority:

(30) Convention priority:  
31.12.2015 US 62/273699

(43) Application published: 31.01.2020 Bull. № 4

(45) Date of publication: 11.03.2020 Bull. № 8

(85) Commencement of national phase: 31.07.2018

(86) PCT application:  
EP 2016/082944 (30.12.2016)(87) PCT publication:  
WO 2017/114961 (06.07.2017)Mail address:  
129090, Moskva, ul. B. Spasskaya, 25, str. 3, OOO  
"Yuridicheskaya firma Gorodisskij i Partnery"

(72) Inventor(s):

ZHOU, Shiwei (NL),  
RAJU, Balasundar, Iyyavu (NL),  
WANG, Shougang (NL),  
XU, Jingping (NL)

(73) Proprietor(s):

Koninklijke Philips N.V. (NL)

R U  
2 7 1 6 4 3 0  
C 2  
C 3 0  
C 4 3 0  
C 5 4 3 0  
C 6 4 3 0  
C 7 1 6 4 3 0  
R U

R U

2 7 1 6 4 3 0

C 2

## (54) AUTOMATED BLOOD POOL IDENTIFICATION SYSTEM AND METHOD OF CONTROLLING SAID SYSTEM

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

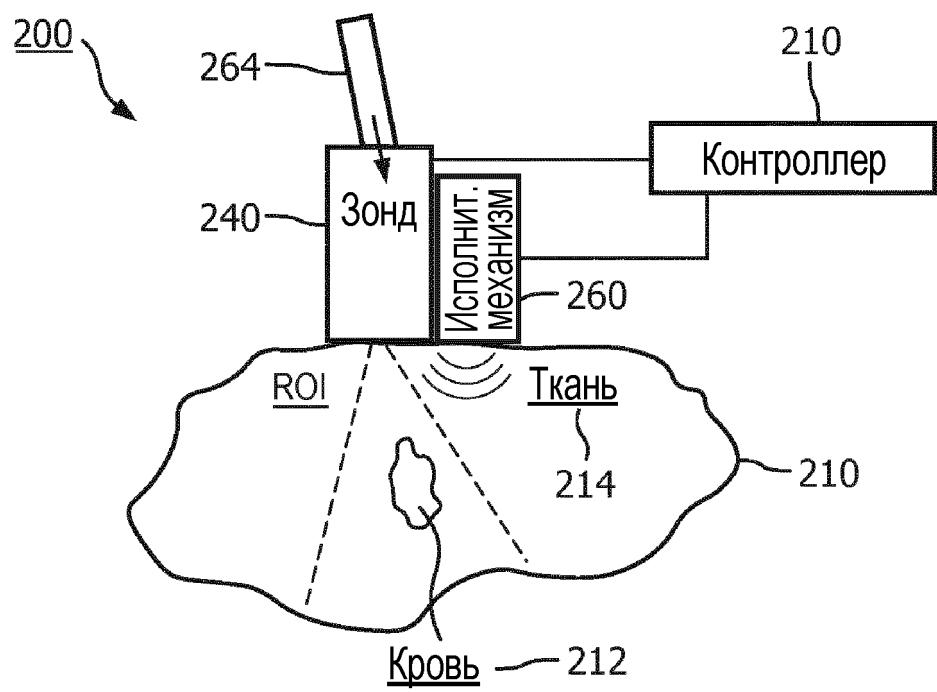
SUBSTANCE: group of inventions relates to medical equipment, specifically to automated ultrasonic means of detecting a blood pool. Ultrasonic imaging device comprises at least one controller configured to collect ultrasound data of an anatomically examined region (ROI) of a subject, the ultrasonic data comprising at least two frames collected at a different time when the push force causes movement within the anatomical ROI, determining a correlation between at least two of the collected frames and generating the corresponding correlation coefficients, generating a correlation coefficient (CC) map based on determined correlation

information between at least two frames, distinguishing the tissue fluid within the CC card based on comparing the correlation coefficients with at least one threshold value, and extracting the fluid within the CC card. Method of displaying ultrasound images is carried out by means of a visualization device, which also includes a permanent machine-readable medium containing machine instructions, which, when executed by the processor, set the processor to perform the steps of the method.

EFFECT: use of inventions makes it possible to increase accuracy when identifying blood pools.

14 cl, 6 dwg

R U 2716430 C 2



ФИГ.2

R U 2716430 C 2

Настоящая система относится к автоматизированной ультразвуковой системе обнаружения пула крови (BPD) и, более конкретно, к автоматизированной низкоэнергетической ультразвуковой BPD-системе, которая использует низкоэнергетическое индуцированное движение для получения картин декорреляции

5 данных для обнаружения пулов крови и способ управление системой.

Травма является серьезной проблемой общественного здравоохранения со значительными социальными и экономическими издержками. Как правило, травма брюшной полости может нанести ущерб органам, таким как печень, почка и селезенка, что может привести к накоплению свободной крови в полости брюшины пострадавших.

- 10 Это скопление свободной крови в полости брюшины нежелательно и может быть обнаружено с использованием способов ультразвуковой визуализации, которые могут использовать протокол FAST (Фокусированная сонография при травмах), при которой ультразвуковой зонд размещается в четырех разных местах тела (например, живот, грудная клетка) пострадавшего для сбора информации ультразвукового изображения,
- 15 которая затем отображается. Затем пользователь, например клиницист, должен визуально наблюдать отображаемую информацию ультразвукового изображения, чтобы обнаружить наличие свободной крови, идентифицируя гипоэхогенные области. К сожалению, при использовании обычных способов визуализации, таких как способ визуализации FAST, рассмотренный выше, неопытным пользователям (например,
- 20 клиницистам) трудно точно определить пулы крови из-за чувствительности систем и способов ультразвуковой визуализации. Кроме того, вышеописанный процесс занимает много времени, и точность в значительной степени зависит от опыта оператора.

В WO 2014/136018 A1 раскрывается динамическая идентификация неподвижного тела из флюида в пределах исследуемого объема путем сканирования в пределах объема,

25 что может повлечь использование первой части последовательности импульсов для акустического детального исследования области в объеме для обнаружения ранее имевшего места движения и, посредством отдельного акустического детального исследования, составляющего вторую часть последовательности импульсов, акустического детального исследования области для отделения твердого вещества от

30 флюида. Сканирование выполняется с обоими детальными исследованиями как единое, чтобы охватить объем детальным исследованием. Сканирование может охватывать, для идентификации, текущее поле зрения, в том числе нормальную ткань, внутри объекта визуализации. Процедура, от сканирования до идентификации, может выполняться автоматически и без необходимости вмешательства пользователя, хотя пользователь

35 может дополнительно изменить поле зрения для дальнейшего поиска стационарной флюида.

Таким образом, варианты осуществления настоящей системы могут преодолеть эти и другие недостатки обычных систем регистрации.

Система(ы), устройство (устройства), способ(ы), компоновка(и), пользовательский интерфейс(ы), компьютерная программа(ы), процессы и т.д. (каждое из которых будет в дальнейшем, обозначаться как система, если контекст не указывает на иное), описываемые в настоящем документе, решают проблемы систем предшествующего уровня техники.

В соответствии с вариантами осуществления настоящей системы, раскрывается устройство ультразвуковой визуализации, которое может включать в себя: по меньшей мере один контроллер, выполненный с возможностью: сбора ультразвуковых данных анатомической исследуемой области (ROI) субъекта, информации ультразвукового изображения, включающей в себя, по меньшей мере, два кадра (например, текущий

кадр и выбранный предыдущий кадр, если требуется), собранные в разное время в течение промежутка, когда толкающее усилие вызывает движение внутри анатомической ROI; определения корреляции между, по меньшей мере, двумя из собранных кадров и формирования соответствующих коэффициентов корреляции; генерации карты

- 5 коэффициентов корреляции (CC) на основе определенной информации корреляции между, по меньшей мере, двумя кадрами; и/или различие флюида от ткани в пределах карты CC на основе сравнения коэффициентов корреляции, по меньшей мере, с одним пороговым значением.

По меньшей мере, один контроллер дополнительно выполнен с возможностью

- 10 выделять флюид в пределах карты CC.

Кроме того, предполагается, что во время сравнения, по меньшей мере, один контроллер может определить, меньше ли коэффициенты корреляции, по меньшей мере, одного порогового значения. Затем, если определяется, что коэффициенты корреляции меньше порогового значения, по меньшей мере, один контроллер помечает

- 15 соответствующую область на карте CC как область флюида. И наоборот, если определяется, что коэффициенты корреляции не меньше порогового значения, то, по меньшей мере, один контроллер помечает соответствующую область на карте CC как область ткани. Кроме того, предполагается, что система может включать в себя исполнительный механизм для создания толкающего усилия, которое должно быть 20 связано с ROI, под управлением, по меньшей мере, одного контроллера. Предполагается, что исполнительный механизм может быть ультразвуковым исполнительным механизмом, а толкающее усилие может быть ультразвуковым импульсом низкой энергии.

В соответствии с другими вариантами осуществления настоящей системы раскрыт

- 25 способ отображения ультразвуковых изображений, способ, выполняемый, по меньшей мере, одним контроллером системы формирования изображения и может включать в себя действия: сбор информации ультразвукового изображения анатомического объекта в пределах исследуемой области (ROI), причем информация ультразвукового изображения включает в себя, по меньшей мере, два последовательных кадра, собранных 30 в разное время в течение интервала времени, когда толкающее усилие применяется к анатомическому объекту; определение корреляции между, по меньшей мере, двумя из собранных кадров и формирование соответствующих коэффициентов корреляции; генерацию карты коэффициентов корреляции (CC) на основе определенной информации корреляции между, по меньшей мере, двумя кадрами; различие флюида от ткани в 35 пределах карты CC на основе сравнения коэффициентов корреляции с пороговым значением; и выделение флюида на карте CC.

Кроме того, во время акта сравнения может быть определено, меньше ли коэффициенты корреляции порогового значения. Затем, если определяется, что коэффициенты корреляции меньше порогового значения, соответствующая область на

- 40 карте CC помечается как область флюида. И наоборот, если определяется, что коэффициенты корреляции не меньше порогового значения, то, по меньшей мере, соответствующая область на карте CC отмечается как область ткани. Способ может дополнительно включать в себя акт создания толкающего усилия, которое должно быть связано с ROI. Этим толкающим усилием может быть ультразвуковой импульс 45 низкой энергии, генерируемый ультразвуковым исполнительным механизмом низкой энергии.

В соответствии с вариантами осуществления настоящей системы дополнительно раскрывается постоянный машиночитаемый носитель, содержащий машинные

инструкции, которые, при их исполнении процессором, настраивают процессор на выполнение действий и/или заставляют выполнять действия: сбора информации ультразвукового изображения анатомического объекта в пределах исследуемой области (ROI), причем информация ультразвукового изображения включает в себя, по меньшей

- 5 мере, два последовательных кадра, собранных в разное время в течение интервала времени, когда толкающее усилие применяется к анатомическому объекту; определение корреляции между, по меньшей мере, двумя из собранных кадров и формирование соответствующих коэффициентов корреляции; генерации карты коэффициентов корреляции (CC) на основе определенной информации корреляции между, по меньшей
- 10 мере, двумя кадрами; различия флюида от ткани в пределах карты CC на основе сравнения коэффициентов корреляции с пороговым значением; и выделения флюида внутри карты CC.

Кроме того, во время этапа сравнения может быть определено, меньше ли коэффициенты корреляции порогового значения. Таким образом, если определяется, что коэффициенты корреляции меньше порогового значения, соответствующая область на карте CC может быть отмечена как область флюида; и если определяется, что коэффициенты корреляции не меньше порогового значения, соответствующая область на карте CC может быть отмечена как область ткани. Компьютерные инструкции могут дополнительно сконфигурировать процессор, чтобы вызвать генерацию силы нажатия, которая должна быть связана с ROI во время сбора, например, путем управления ультразвуковым приводом низкой энергии для генерации ультразвука с низкой энергией. Компьютерные инструкции могут дополнительно настроить процессор на то, чтобы заставить генерировать толкающее усилие, которое должно быть связано с ROI во время сбора, например, путем управления ультразвуковым исполнительным механизмом низкой энергии для генерации ультразвукового импульса низкой энергии.

Настоящее изобретение раскрыто с дополнительными деталями в следующих вариантах реализации, представленных в качестве примеров и со ссылками на чертежи с идентичными или подобными элементами, которые частично обозначены одними и теми же или подобными ссылочными позициями.

На ФИГ. 1 показана блок-схема, иллюстрирующая процесс, выполняемый системой в соответствии с вариантами осуществления настоящей системы;

на ФИГ. 2 показана блок-схема системы, работающей в соответствии с вариантами осуществления настоящей системы;

на ФИГ. 3 показана диаграмма декорелированного движения крови, вызванного движением, обусловленным дыханием, определяемым системой BPD, работающей в соответствии с вариантами осуществления настоящей системы;

на ФИГ. 4 показана диаграмма модельного эксперимента, иллюстрирующая картину декорелированного движения крови, вызванную внешним источником, таким как ручное постукивание, определяемого системой BPD, работающей в соответствии с вариантами осуществления настоящей системы;

на ФИГ. 5 показано ультразвуковое изображение в режиме В флюида в кармане Моррисона, расположенного между печенью (A) пациента и почкой (B); и

на ФИГ. 6 показана часть системы в соответствии с вариантами осуществления настоящей системы.

Ниже приведены описания иллюстративных вариантов осуществления, которые при рассмотрении в сочетании со следующими чертежами продемонстрируют выше отмеченные признаки и преимущества, а также и другие. В последующем описании, для целей пояснения, а не ограничения, излагаются такие иллюстративные детали, как

архитектура, интерфейсы, методы, атрибуты элементов, и т.д. Однако специалисту в данной области техники очевидно, что другие варианты осуществления, которые отступают от этих деталей по-прежнему будут находиться в пределах объема прилагаемой формулы изобретения. Кроме того, для целей наглядности, подробные описания хорошо известных устройств, схем, средства, методов и способов опущены, чтобы не загромождать описание настоящей системы. Следует четко понимать, что чертежи прилагаются в иллюстративных целях и не отражают весь объем настоящей системы. На прилагаемых чертежах одинаковые ссылочные номера на разных чертежах могут обозначать подобные элементы. Термин и/или и его производные следует понимать, как означающие, что могут потребоваться только один или более из перечисленных элементов (например, присутствует только один перечисленный элемент, могут присутствовать два из перечисленных элементов и т.д. вплоть до всех рассмотренных элементов) в системе в соответствии с перечисленными в формуле изобретения и в соответствии с одним или несколькими вариантами осуществления настоящей системы.

На ФИГ. 1 показана блок-схема, иллюстрирующая процесс 100, выполняемый системой в соответствии с вариантами осуществления настоящей системы. Процесс 100 может выполняться с использованием одного или нескольких компьютеров, обменивающихся информацией по сети, и может получать информацию от и/или хранить информацию в одном или нескольких блоках памяти системы, которые могут быть локальными и/или удаленными друг от друга. Процесс 100 может включать в себя одно из следующих действий. Кроме того, одно или несколько из этих действий могут быть объединены и/или разделены на поддействия, если это необходимо. Кроме того, одно или несколько из этих действий могут быть пропущены в зависимости от настроек.

В определенных вариантах осуществления системы и способы согласно изобретению выполняются на устройстве ультразвуковой визуализации, выполненном с возможностью управления одним или несколькими массивами преобразователей для передачи ультразвуковых волн и приема эхо-сигналов для генерации ультразвуковых изображений на основе эхо-сигналов. Устройство ультразвуковой визуализации может включать в себя процессоры, формирователи пучка и другие схемы, необходимые для обработки сигналов и формирования изображений. Массивы преобразователей могут быть выполнены с возможностью генерации одномерных, двумерных и/или трехмерных изображений. Массивы преобразователей могут быть включены в состав зонда, излучателя или в другую конфигурацию. Система ультразвуковой визуализации может работать для визуализации во множестве различных режимов (например, В-режим, М-режим, Импульсно-волновой допплер, спектральный допплер и т.д.). Например, устройство формирования изображения может представлять собой систему ультразвуковой визуализации, реализованную на мобильном устройстве (например, планшете, смартфоне и т.д.), таком как ультразвуковые системы VISIQ или LUMIFY, предоставляемые PHILIPS). В некоторых примерах устройство формирования изображения может представлять собой систему ультразвуковой визуализации, реализованную в более традиционном типе исполнения, например, как большую, но все же обычно переносную платформу, которая может предоставлять множество функций визуализации (например, В-режим, М-режим, цветное допплеровское картирование потоков, Импульсно-волновой допплер, спектральный допплер и другие режимы ультразвуковой визуализации). Например, устройство формирования изображения может представлять собой систему ультразвуковой визуализации, такую как ультразвуковые системы SPARQ или EPIQ, предоставляемые PHILIPS. Могут

использоваться другие ультразвуковые системы.

Во время работы процесс может начинаться во время этапа (действия) 101, а затем перейти к этапу 103.

Во время этапа 103 система может по выбору прикладывать силу к исследуемой области (ROI) субъекта, чтобы сообщить движение ROI. Сила может прикладываться снаружи (например, благодаря внешней силе, прикладываемой к субъекту, которая сообщает движение внутренней ROI) или изнутри (например, из-за внутреннего источника силы внутри предмета, который сообщает движение ROI, например, дыхания). Эта сила может называться силой смещения или толкающим усилием.

- 5      В соответствии с определенными аспектами система может работать для приведения в действие любого подходящего исполнительного механизма (такого как преобразователь, электромеханический привод и т.д.) для создания силы смещения, чтобы сообщить движение в объеме ROI. Система может приводить в действие источник с требуемой частотой и/или амплитудой, которая может быть ниже соответствующей
- 15     частоты и/или амплитуды толкающего усилия, создаваемого акустическими потоковыми способами. Кроме того, источник может включать в себя ультразвуковой зонд, который может приводиться в действие для генерации импульсов (например, периодических и/или непериодических), которые могут иметь более низкую энергию, чем ультразвуковые импульсы, используемые для акустических потоковых способов. Эти импульсы можно
- 20     использовать в качестве силы смещения. Независимо от того, сформированы ли силы смещения ультразвуковым зондом или механическим приводом, система может работать без необходимости в импульсах большой интенсивности, которые требуются для акустических потоковых способов.

Однако в других вариантах осуществления система может полагаться на внешние и/или внутренние исполнительные механизмы и/или другие источники (например, исполнительные механизмы или биологические источники) для предоставления силы смещения, чтобы сообщить движение исследуемому объекту (например, пациенту, фантуму и т.д.) в пределах анатомической ROI. Например, сила может быть сформирована внутренне (например, силой, вызванной дыханием и т.д.) наблюдаемым пациентом. Например, кровь по большей части находится между внутренними органами, такими как карман Моррисона между печенью и почкой. Поскольку органы движутся как часть своего тела движения, главным образом вызванного дыханием, они толкают, а также и сдавливают кровь. Кроме того, сила может быть приложена (например, путем постукивания, надавливания, сжатия и т.д.) к ROI или рядом с ROI пользователем (например, клиницистом и т.д.).

- 25     Источник, используемый системой, может зависеть от местоположения ROI. Например, если ROI находится внутри полости тела, такой как живот, система может установить использование внутреннего источника (например, силы дыхания, генерируемой пациентом), а не приложения силы, генерируемой системой и/или
- 30     клиницистом. Однако если ROI находится вне полости тела, например, на плече, ноге и т.д., тогда система может действовать так, чтобы управлять источником системы, например исполнительным механизмом, для приложения силы к ROI. Таким образом, система может определять местоположение ROI и установить, следует ли приводить в действие источник системы на основе этого определения (например, если ROI
- 35     представляет собой живот (например, для сканирования живота), тогда использовать внутренний источник, а если ROI является конечностью (например, для сканирования конечности), тогда использовать внешний источник). Таким образом, система может определить, следует ли использовать и/или управлять источником системы на основе

типа сканирования (например, сканирования живота, сканирования конечности и т.д.).

Как только движение было сообщено ROI (либо извне, либо изнутри), системы и способы изобретения обеспечивают получение ультразвуковых данных ROI для отслеживания и сопоставления движения в течение определенного периода времени.

- 5 Система может определять тип сканирования, выполняемый любым подходящим способом, например, путем идентификации выбора пользователя (например, выполнять сканирование полости, сканирование шеи и т.д.). В определенных вариантах осуществления система может активировать источник на основании выбора пользователя (например, использовать внешний источник, а не внутренний источник).
- 10 Во время сканирования датчики системы (например, акселерометры, датчики силы и т.д. внутри зонда) могут обнаруживать прилагаемую силу, формировать соответствующую информацию датчика и предоставлять информацию датчика контроллеру системы для дальнейшего анализа. Затем контроллер может определить, достаточно ли прилагаемой силы (во время сканирования) (например, по сравнению с
- 15 пороговым значением силы или пороговыми значениями, хранящимися в памяти системы), и когда определяется, что сила недостаточна (т.е. несоответствующая), контроллер может информировать пользователя об этом. Это может предотвратить ошибочный сбор данных, когда источником является клиницист.

Кроме того, система может выводить инструкции (например, через дисплей, динамика и т.д.) пользователю о том, как (например, путем постукивания пальцем по ROI) и/или когда прилагать силу, если это необходимо. Кроме того, как указано выше, система может выводить эти команды, когда определено, что сила недостаточна во время сканирования.

В соответствии с вариантами осуществления настоящей системы, система может определить, следует ли управлять источником на основе выбора пользователем (например, использовать внутренний источник или использовать внешний источник (например, систему или пользователя)), причем выбор пользователем может быть сделан в реальном времени и/или сохранен в память системы для последующего использования. После завершения действия 103 процесс может продолжать действовать 105.

Во время действия 105 система может получать информацию ультразвукового изображения из ROI. Таким образом, система может управлять ультразвуковым преобразователем, находящимся вблизи ROI и/или связанным с ней, и принимать (например, через приемники ультразвукового преобразователя) соответствующую информацию ультразвукового изображения из ROI. ROI может находиться внутри анатомического объекта или субъекта, такого как человек, животное, фантом (например, для тестирования) и т.д. Затем, ультразвуковая информация может преобразовываться в любой подходящий желаемый формат, такой как предварительные радиочастотные (РЧ) данные, данные стандарта в сфере получения и обработки цифровых изображений и средств передачи информации в медицине (DICOM) и т.п. (в дальнейшем оба из них могут упоминаться как собранная ультразвуковая информация, контекст не указывает на другое для ясности). Таким образом, информация ультразвукового изображения может включать в себя собранные предварительные РЧ данные и/или цифровую ультразвуковую информацию, такие как данные DICOM. Ультразвуковая информация может быть собрана в течение промежутка времени (например, интервалы 1, 2, 3, 4 или 5 секунд, хотя также предусмотрены другие временные интервалы) при соответствующей частоте кадров, такой как нормальная частота кадров изображения (например, 30 кадров в секунду, хотя также предусмотрена другая частота кадров). Таким образом,

собранная информация может включать в себя множество кадров ультразвукового изображения (далее называемых для ясности кадрами, если контекст не указывает иначе) в течение выбранного интервала времени. Ультразвуковой преобразователь может включать в себя любой подходящий ультразвуковой преобразователь, такой как многоканальный массив преобразователей. Однако в других вариантах осуществления ультразвуковая информация может быть получена из памяти системы (например, сохраненная ультразвуковая информация). После завершения действия 105 процесс может продолжаться в действии 107.

Ультразвуковые данные, собранные из ROI, могут затем использоваться для

10 различия ткани и крови.

Во время действия 107 система может вычислять одномерную или двумерную корреляцию или кросс-корреляцию (как правило, корреляцию) между двумя или более кадрами собранной ультразвуковой информации. Например, дискретные сигналы двух или более кадров RIO могут быть захвачены и взаимно скоррелированы, и вычисляется 15 коэффициент корреляции. В некоторых вариантах осуществления два или более кадра являются последовательными. В других вариантах осуществления два или более кадров разнесены в заданном периоде времени. Корреляция может быть выполнена посредством любого подходящего приложения и/или алгоритма, хорошо известного в данной области. Например, используя методы, описанные у Proakis и Manolakis, Digital Signal 20 Processing, 4th Edition, Pearson 2007, Oppenheim, Alan V., и Ronald W. Schafer. Discrete-time signal processing. Pearson Higher Education, 2010; и MIT OpenCourseWare, 2,161 Signal processing: Continuous и Discrete, [https://ocw.mit.edu/courses/mechanical-engineering/2-161-signal-processing-continuous-i-discrete-fall-2008/lecture-notes/lecture\\_22.pdf](https://ocw.mit.edu/courses/mechanical-engineering/2-161-signal-processing-continuous-i-discrete-fall-2008/lecture-notes/lecture_22.pdf) (вышла в 2008). В определенных вариантах осуществления коэффициенты корреляции между кадрами 25 могут быть определены с использованием существующих методов умножения и суммирования для оценки времен задержки или различий между двумя или более сигналами кадров. Эти методы могут применяться при одном или более сигналах между двумя кадрами (например, один или несколько соответствующих сигналов от каждого кадра), и результатом является сигнал корреляции как функция задержки. В другом 30 варианте осуществления один или несколько сигналов от кадра могут сравниваться с одним или несколькими сигналами от другого кадра. В другом варианте осуществления один или несколько сигналов от кадра могут сравниваться с одним или более множеств сигналов от другого кадра (например, сигналы в сегментированном окне кадра могут сравниваться с сигналами внутри сегментированного окна другого кадра).

35 Как правило, корреляция устанавливает связь одного или нескольких объектов между двумя или более кадрами. Однородные вещества (например, ткань, кости и т.д.) имеют тенденцию двигаться в унисон в ответ на силу, и, таким образом, сигналы, испускаемые однородными веществами, как правило, сильно коррелируют, т.е. хорошо совпадают, когда сигналы выровнены. Как правило, коэффициенты корреляции для 40 однородных веществ по кадрам составляют около 0,9 или выше, но могут находиться в диапазоне от 0,8 или выше. В то время как движение флюидов (крови, плазмы, воды и т.д.) имеет тенденцию быть не унисонным (более рассеянным) в ответ на силу, и, следовательно, сигналы, выделенные из сигналов, имеют тенденцию быть менее сильно коррелированными. Как правило, коэффициенты корреляции для флюидов по кадрам 45 составляют около 0,8 или ниже, но могут находиться в диапазоне около 0,9 или ниже. Таким образом, может существовать зона промежуточного коэффициента корреляции около 0,8-0,9, в которой сигналы указывают на ткань и/или флюид.

Системы и способы согласно изобретению могут предоставлять пороговые значения

коэффициентов корреляции для тканей, флюидов и/или промежуточных объектов. Вычисленные коэффициенты корреляции для сигналов через два или более кадров можно сравнить с пороговыми коэффициентами корреляции, и система может использовать сравнение для идентификации объектов на кадрах как ткани, флюида и/или неопределенности. Одно или несколько из этих определений могут быть проведены до или после формирования карты коэффициентов корреляции (действие 109). В определенных вариантах осуществления одно пороговое значение коэффициента корреляции используется для дифференциации твердых и жидких сред в данных изображения, а одно пороговое значение коэффициента корреляции может составлять около 0,80, 0,81, 0,82, 0,83 ... 0,90 или 0,91. В других вариантах осуществления может существовать пороговое значение коэффициента корреляции для ткани, отдельное от порогового значения коэффициента корреляции для флюида, в которых, а) рассчитанные коэффициенты корреляции выше порогового значения коэффициента корреляции для ткани могут быть идентифицированы как ткани, б) рассчитанные коэффициенты корреляции ниже порогового значения коэффициента корреляции для флюида могут быть идентифицированы как флюид. Пороговое значение коэффициента корреляции для ткани может составлять, например, 0,85, 0,86 ..., 0,90, 0,91. Пороговое значение коэффициента корреляции для флюида может составлять, например, 0,79, 0,80, ..., 0,84, 85. В некоторых случаях, объекты, имеющие значение коэффициента корреляции между пороговыми значениями коэффициента для флюида и ткани, могут быть идентифицированы как неопределенные для оператора, так что может быть проведено дальнейшее исследование типа объекта.

После завершения действия 107 процесс может продолжаться в действии 109.

Во время действия 109 система может генерировать карту коэффициентов (СС) корреляции в соответствии с собранной ультразвуковой информацией. Карта СС может указывать на различную степень корреляции и декорреляции (например, от кадра к кадру), и таким образом на различные картины движения между кровью и окружающими мягкими тканями. Для ясности будем считать, что по мере того, как корреляция уменьшается, декорреляция увеличивается.

В некоторых случаях, система может различать кровь и окружающую мягкую ткань на основе карты СС, сформированной во время действия 109, в отличие от сравнения вычисленных значений СС с пороговыми значениями СС до генерации карты СС. В таких случаях процесс может продолжаться в действии 111 после завершения действия 109. Например, система может сравнивать коэффициенты корреляции соответствующих участков карты СС с пороговым значением декорреляции (например, пороговое значение декорреляции 0,91, хотя другие значения также предусмотрены и могут быть установлены и/или выбраны пользователем и/или системой, как описано выше). Например, система может определить, меньше ли коэффициенты корреляции соответствующих участков карты СС, чем пороговое значение декорреляции. Таким образом, если будет определено, что коэффициенты корреляции соответствующих участков карты СС меньше порогового значения декорреляции, система может определить, что коэффициенты корреляции и соответствующие части карты СС декоррелированы. И наоборот, если определено, что коэффициенты корреляции соответствующих участков карты СС не меньше (например, равны или превышают) порогового значения декорреляции, система может определить, что коэффициенты корреляции и соответствующие участки карты СС коррелируют. Затем система может отметить те участки карты СС, которые были определены как декоррелированные, как области крови. Аналогичным образом, система может отметить те участки карты

СС, которые были определены как коррелированные, как области, не относящиеся к крови (например, области тканей). Как правило, корреляция может свидетельствовать о том, что участки карты СС движутся в унисон, а декорреляция может указывать на то, что части СС не могут перемещаться в унисон. После завершения действия 111 процесс может продолжаться в действии 113.

Во время действия 113 процесс может отображать карту СС на устройстве визуализации системы, например, на дисплее системы. Те области СС, которые, возможно, были определены как отмеченные как область крови, могут быть выделены для удобства пользователя, если это необходимо. Кроме того, система может определить, имеются ли какие-либо помеченные области крови (например, на основании определения в действии 111) и может генерировать сообщение пользователю, например «предупреждение: обнаружена область крови» или тому подобное, и может отображать это сообщение для удобства пользователя. Кроме того, это сообщение может быть связано с обнаруженной областью крови, например, путем наложения сообщения на карту СС на или вблизи отмеченной области крови, или путем рисования линии и/или стрелки между сообщением и отмеченной областью крови. Также предполагается, что система может нарисовать линию (например, круг и т.д.) вокруг отмеченной области крови, если это необходимо. Например, система может определять область крови на карте СС и очерчивать эту область (из области или областей ткани) с использованием любого подходящего способа, такого как выделение и/или штриховые линии. В соответствии с вариантами осуществления настоящей системы карта СС может отображаться вместе с соответствующей ультразвуковой картой, такой как карта изображения в режиме В и/или другие ультразвуковые изображения, которые могут быть выбраны пользователем и/или системой. Это может обеспечить визуальную помощь пользователю (например, клиницисту), что может помочь пользователю ориентироваться медицинский инструмент, такой как катетер и/или ультразвуковой зонд, захватывающий ультразвуковую информацию. После завершения действия 113 процесс может продолжаться в действии 115.

Во время действия 115 процесс может сохранить информацию, генерируемую системой, в памяти системы для последующего использования и может продолжаться в действии 117, где он может закончиться.

На ФИГ. 2 показана блок-схема системы 200, работающей в соответствии с вариантами осуществления настоящей системы. Система 200 может включать в себя один или несколько контроллеров 210, зонд 240, такой как матрица ультразвукового преобразователя, и исполнительный механизм 260. Контроллер 210 может управлять работой системы 200 в целом. Например, контроллер 210 может оперативно управлять исполнительным механизмом 260, чтобы порождать силу, достаточную для перемещения ткани 214 в ROI. Хотя исполнительный механизм 260 показан на одной стороне зонда 240, исполнительный механизм 260 может включать в себя множество исполнительных механизмов, которые могут быть расположены на одной или нескольких сторонах зонда 240. Контроллер 210 может управлять зондом 240 для получения информации ультразвукового изображения из ROI. Затем контроллер 210 может обрабатывать информацию ультразвукового изображения для обнаружения, например, пула крови, такого как кровь 212, которая может быть вкраялена внутрь ткани 214 ROI. В соответствии с вариантами осуществления предполагается, что исполнительный механизм 260 может быть установлен независимо, выполнен за одно целое с зондом 240 или соединен с ним. Например, в соответствии с вариантами осуществления настоящей системы исполнительный механизм 260 может находиться в ручке 264 зонда

240 так, чтобы прилагать силу к зонду 240, достаточную для перемещения ткани 214 в пределах ROI, что может потребоваться.

Примеры результатов испытаний для первого и второго экспериментов, полученных в соответствии с вариантами осуществления настоящей системы, теперь будут

- 5 обсуждаться со ссылкой на ФИГ. 3 и 4 соответственно. Более конкретно, на ФИГ. 3 показана диаграмма 300 декоррелированного движения крови, вызванного движением, обусловленным дыханием, определяемым автоматизированной ультразвуковой системой обнаружения (BPD) пула крови, работающей в соответствии с вариантами осуществления настоящей системы; на ФИГ. 4 показана диаграмма 400 модельного эксперимента,
- 10 иллюстрирующая картину декоррелированного движения крови, вызванную внешним источником, таким как ручное постукивание, определяемого системой BPD, работающей в соответствии с вариантами осуществления настоящей системы.

Обратимся к первому эксперименту (например, см. ФИГ. 3), данные были получены с использованием исследования на животных, в котором было собрано несколько

- 15 наборов РЧ-данных от животного (например, свиньи и т.д.) и обработано в соответствии с вариантами осуществления настоящей системы для исследования движения крови, вызванного дыхательным движением животного. Во время этого эксперимента кровь была без повреждений введена в живот животного, и наборы РЧ-данных были получены (например, с использованием ультразвукового зонда) и обработаны. Кровь можно
- 20 видеть на изображении 302 в режиме В на глубине приблизительно от 20 до 40 мм, как показано в области 305 крови. Корреляция между двумя последовательными кадрами была рассчитана и показана на карте 304 СС, которая иллюстрирует декорреляцию в области 307 крови (которая соответствует области 305 крови). Видно, что однородная ткань, по существу, в других диапазонах глубины, существенно за пределами области
- 25 307 крови, двигалась более равномерно и поддерживала относительно более высокую корреляцию между кадрами набора РЧ-данных. Система может отмечать декоррелированную область (области), как показано штриховыми линиями, если это необходимо.

Обратимся ко второму эксперименту, показанному на ФИГ. 4, в этом исследовании,

- 30 внутри ткани фантома был создан канал. Затем флюид, имитирующий кровь, залили внутрь этого канала. По прошествии некоторого времени флюид, имитирующий кровь, стал неподвижным, и началось исследование. Во-первых, фантом выступался (чтобы передать усилие фанту) снаружи в месте, близком к месторасположению зонда, и данные DICOM, включая видеоролики DICOM, собирались по мере продолжения
- 35 постукивания. Это постукивание вызвало внешнее механическое возмущение внутри фантома и привело к движению как в ткани фантома, так и в флюиде, имитирующем кровь, расположенной внутри канала. Обратимся к ФИГ. 4, флюид, имитирующий кровь, можно видеть на изображении 402 в режиме В на глубине примерно от 210 до 260 мм. Был выполнен анализ двумерной корреляции данных DICOM и сформирована
- 40 соответствующая корреляционная диаграмма 404. Затем из ткани выделяли области, содержащие кровь. Эта корреляционная диаграмма 404 и наглядно показывает, что область 405 флюида, имитирующего кровь, имеет гораздо большую декорреляцию, чем однородная фантомная ткань, расположенная вокруг области 405, имитирующей кровь. Затем система сформировала штриховую линию вокруг областей 405 флюида,
- 45 имитирующего кровь, для удобства пользователя. Это исследование устанавливает, что флюид, имитирующий кровь, имеет более случайный характер движения, чем однородная фантомная ткань, расположенная вокруг нее.

Что касается способов, используемых в вышеописанных примерах, оба этих способа

не требуют силы акустического излучения для придания движения ткани и, таким образом, не требуют высокой мощности передачи от ультразвуковой системы для обнаружения скопления крови. Таким образом, варианты осуществления настоящей системы могут использоваться с регулярной последовательностью импульсов 5 визуализации и/или сбора данных и могут быть совместимы с переносными и/или ультрамобильными ультразвуковыми платформами.

При работе варианты осуществления настоящей системы могут: (a) сосредоточиться на различиях в характере движения, таких как различия в картинах движения между кровью и мягкой тканью вместо различий в скорости; и/или могут (b) сосредоточиться 10 на движении, создаваемом разными источниками.

Что касается фокусировки на различиях в картинах движения, таких как различия в картинах движения между кровью и мягкой тканью, для любой данной силы ткани относительно труднее перемещать кровь, и ткани более склонны возвращаться в исходное положение, когда сила устраняется. Кроме того, под воздействием силы ткань 15 имеет тенденцию двигаться равномерно и в некоторой степени поддерживает высокий уровень корреляции. С другой стороны, кровь, под воздействием силы, подвергается относительно большому смещению и не возвращается к своему первоначальному расположению. Кроме того, как и любой флюида, кровь движется более случайным образом, чем ткань, и поэтому легко теряет корреляцию. Таким образом, отслеживая 20 эти движения, определяя картины декорреляции с радиочастотными (РЧ) данными или данными изображения, варианты осуществления настоящей системы могут идентифицировать и отличать области флюида от (окружающих) мягких тканей.

В отношении движения, создаваемого разными источниками, эти источники можно охарактеризовать как внутренние и внешние источники.

25 Внутренние источники могут включать в себя источники, обусловленные внутренними источниками тела исследуемого субъекта, например пациента. Использование внутренних источников может зависеть от местоположения. Например, у человека источник крови находится между внутренними органами, такими как карман Моррисона между печенью и почкой, как показано на ФИГ. 5, на котором показано ультразвуковое 30 изображение 500 в В-моде в кармане Моррисона, расположенное между печенью пациента (А) и почкой (В). Поскольку органы внутри тела движутся как часть функций тела, таких как дыхание, органы толкают и/или сжимают кровь (например, кровь в кармане Моррисона).

Внешние силы могут включать в себя силы, которые не связаны с силами,

35 возникающими внутри тела исследуемого субъекта. Например, внешние силы могут включать в себя силы, обусловленные генератором силы, таким как исполнительный механизм, соединенный с исследуемым субъектом (например, телом пациента). Эта сила может приводить к движению в ткани и крови исследуемого субъекта и может рассматриваться как сила вне тела субъекта для производства движения. Внешние силы 40 могут генерироваться любым подходящим генератором внешней силы или генераторами, такими как механические исполнительные механизмы, твердотельные приводы и т.п. Механические исполнительные механизмы могут, без ограничений, включать в себя двигатели, соленоиды и тому подобное. Однако также предполагается, что внешние силы могут генерироваться ультразвуковыми импульсами малой мощности от 45 ультразвуковых преобразователей малой мощности и которые могут быть приложены к исследуемой области. Эти ультразвуковые импульсы малой мощности могут усиливать движение в исследуемой области и могут иметь более низкую амплитуду и/или более короткую длительность импульса, чем импульсы, создаваемые известными

акустическими потоковыми способами. Поскольку вышеописанные ультразвуковые импульсы малой мощности не требуют большой мощности для генерации, они не требуют мощных ультразвуковых систем передачи. Таким образом, эти ультразвуковые импульсы малой мощности могут производиться портативными и ультрамобильными 5 системами и могут легко удовлетворить ожидаемым рекомендациям по акустической безопасности.

Без ограничения, следует понимать, что в вариантах осуществления настоящей системы внешние силы могут дополнительно генерироваться вручную оператором (например, клиницистом и т.д.), например, путем аккуратного постукивания ROI с 10 помощью любого подходящего объекта, такого как рука и/или пальцы пользователя (например, клинициста) и/или путем приложения возвратно-поступательного движения к ультразвуковым зондам, когда оно связано с исследуемым субъектом. Таким образом, варианты осуществления системы могут включать в себя датчики, такие как акселерометры и/или датчики давления, причем информация датчиков может 15 анализироваться контроллером системы для обнаружения присутствия и/или отсутствия этого возвратно-поступательного движения. Таким образом, если обнаружено отсутствие возвратно-поступательного движения, система может информировать пользователя, чтобы избежать ошибочных результатов.

Таким образом, варианты осуществления настоящей системы могут предоставить 20 систему BPD, которая может работать с внутренними или внешними силами. Например, при нормальном дыхании силы, достаточные для придания движения в области крови ROI, могут генерироваться органами и/или тканью исследуемого субъекта. Однако также предполагается, что другие способы генерации сил, достаточных для придания 25 движения в области крови ROI, могут генерироваться внешними источниками, как например клиницистом и/или исполнительным механизмом. Эти генерируемые силы могут быть связаны с ROI, так что может возникать точное BPD.

По сравнению с акустическим потоком, который требует ультразвуковых зондов высокой мощности, варианты осуществления настоящей системы могут адаптировать один или несколько источников движения с малой мощностью. Это может повысить 30 мобильность, срок службы батареи и улучшить рабочий процесс. Соответственно, варианты осуществления настоящей системы могут быть идеальными для использования с переносными и/или ультрамобильными ультразвуковыми платформами, где может быть доступна только ограниченная мощность передачи ультразвука. Кроме того, поскольку варианты осуществления настоящей системы не требуют акустического 35 импульса большой интенсивности, они могут обеспечивать обнаружение в режиме реального времени и могут быть легче вписаться в ожидаемый быстрый рабочий процесс блоков неотложной помощи и/или интенсивной терапии

Кроме того, варианты осуществления настоящей системы могут использовать 40 импульсы визуализации малой мощности и использовать РЧ или DICOM данные для обнаружения скопления крови в ROI. Поскольку используются импульсы визуализации малой мощности, варианты осуществления настоящей системы могут быть в отдельности адаптированы для многих ультразвуковых систем, особенно портативных или ультрамобильных ультразвуковых систем. Такие системы в соответствии с настоящими 45 вариантами осуществления представляют большой интерес в отношении приложений, относящихся к уходу за больными, особенно для диагностики и лечения тупой травмы живота и травмы грудной клетки. Существующие системы могут также использоваться в различных условиях, таких как скорая помощь, отделение неотложной помощи или условиях интенсивной терапии. Однако также предполагается, что варианты

осуществления настоящей системы могут быть пригодны для использования в полевых условиях, например, в военных и/или гражданских аварийных ситуациях.

Хотя варианты осуществления настоящей системы, возможно, были описаны со ссылкой на обнаружение пулов крови в брюшной полости, следует понимать, что

5 варианты осуществления настоящей системы могут без ограничения использоваться для обнаружения пулов крови в других областях тела, таких как боковая и подвздошная области живота, область таза, грудная клетка.

В соответствии с вариантами осуществления настоящей системы скопление крови может быть обнаружено в реальном времени с использованием ультразвуковых способов  
10 с малой мощности.

На ФИГ. 6 показана часть системы 600 в соответствии с вариантами осуществления настоящей системы. Например, часть настоящей системы 600 может включать в себя процессор 610 (например, контроллер), оперативно связанный с памятью 620, зонд 640, датчики 630, исполнительный механизм 660 и пользовательское устройство 670 ввода.  
15 Память 620 может быть устройством любого типа для хранения данных приложения, а также других данных, относящихся к описываемой операции. Данные приложения и другие данные принимаются процессором 610 для конфигурирования (например, программирования) процессора 610 на выполнение рабочих действий в соответствии с настоящей системой. Процессор 610, сконфигурированный таким образом, становится  
20 машиной специального назначения, особенно подходящей для работы в соответствии с вариантами осуществления настоящей системы.

Рабочие действия могут включать в себя настройку системы 600 посредством, например, настройки процессора 610 на получения информации от пользовательских вводов, зонда 640, датчиков 630 и/или памяти 620 и обработки этой информации в  
25 соответствии с вариантами осуществления настоящей системы для получения информации, связанной с собранным изображением, и которая может формировать, по меньшей мере, часть информации изображения в соответствии с вариантами осуществления настоящей системы. Часть пользовательского 670 ввода может включать в себя клавиатуру, мышь, трекбол и/или другое устройство, в том числе сенсорные  
30 дисплеи, которые могут быть автономными или быть частью системы, например, части персонального компьютера, блокнотного компьютера, ноутбука, планшета, смартфона, персонального цифрового помощника (PDA), мобильного телефона и/или другого устройства для связи с процессором 610 через любой действующий канал передачи данных. Часть 670 пользовательского ввода может работать для взаимодействия с  
35 процессором 610, включая в себя возможность взаимодействия в рамках пользователяского интерфейса (ПИ), как описано здесь. Очевидно, что процессор 610, память 620, ПИ 680 и/или пользовательское устройство 670 ввода могут быть полностью или частично частью компьютерной системы или другого устройства, такого как клиент и/или сервер, как описано здесь.

40 Рабочие действия могут включать в себя запрос, предоставление и/или визуализацию информации, такой как, например, информация ультразвукового изображения объема целиком или его части, связанного с исследуемым объектом, таким как пациент, фантом и т.д. Процессор 610 может отображать информацию на ПИ 680, например, на дисплее и/или принтере системы. Зонд 640 может включать в себя датчики, такие как  
45 ультразвуковые преобразователи в массиве для предоставления требуемой информации о датчике процессору 610 для дальнейшей обработки в соответствии с вариантами осуществления настоящей системы.

Способы настоящей системы особенно подходят для выполнения процессором,

запограммированным компьютерной программой, причем такая программа содержит модули, соответствующие одному или нескольким отдельным этапам или действиям, описанным и/или предусмотренным настоящей системой.

- Процессор 610 работает для предоставления управляющих сигналов и/или выполнения операций в ответ на входные сигналы от пользовательского устройства 670 ввода, а также в ответ на другие устройства сети и выполнения команд, хранящихся в памяти 620. Например, процессоры 610 могут получать информацию обратной связи от датчиков 630, зонда 640 и т.д. и могут обрабатывать эту информацию, чтобы определить, как управлять преобразователями зонда 640 и/или исполнительным механизмом 660.
- Процессор 610 может включать в себя один или несколько микропроцессоров, интегральную схему (ы) общего использования или специализированную для приложения, логическое устройство и т.д. Кроме того, процессор 610 может быть специализированным процессором для использования в соответствии с настоящей системой или может быть процессором общего назначения, в котором только одна из многих функций работает для выполнения в соответствии с настоящей системой. Процессор 610 может работать, используя части программы, несколько программных сегментов или может быть аппаратным устройством, использующим выделенную или многоцелевую интегральную схему.

Варианты осуществления данной системы используют собственные и/или внешние источники движения, а не акустические потоковые способы. Предполагается, что варианты осуществления настоящей системы могут расширить применение ВРД до более широкого диапазона догоспитальных условий, в которых используются ультрапортативные и/или мобильные ультразвуковые платформы с ограниченной выходной мощностью. Например, варианты осуществления настоящей системы могут быть идеальными для использования во время первоначальной оценки пациента, такой как, например, может возникать в полевых условиях или в отделениях неотложной помощи. Кроме того, варианты осуществления настоящей системы не страдают от недостатков акустических потоковых систем, таких как высокие температуры и требуемые периоды остывания, для поддержания температур ниже пространственной средней по времени пиковой интенсивности на границах фокального пятна (Ispta).

Кроме того, варианты осуществления настоящей системы могут в полной мере использовать ультрапортативные или ультрамобильные ультразвуковые системы для получения необходимой ультразвуковой информации и помочь менее подготовленным пользователям, таким как сотрудники аварийной службы и персонал скорой помощи быстро и эффективно обнаружить пул крови и другие травматические повреждения. Это может привести к более быстрой сортировке больных, улучшению ухода за пациентами и может улучшить результаты лечения. Кроме того, варианты осуществления настоящей системы могут улучшить рабочий процесс за счет снижения зависимости от оператора и могут давать указания пользователям, таким как медработники, определять, когда, например, выполнять операцию пациенту, на основе информации, предоставленной вариантами осуществления настоящей системы, таких как, например, объем и скорость накопления пула крови.

Дополнительные изменения настоящей системы будут легко осуществимы для специалиста в данной области и охватываются следующей формулой изобретения.

В завершение отметим, что вышеупомянутое описание предназначено просто для того, чтобы иллюстрировать настоящую систему, и не должно истолковываться как ограничивающее прилагаемую формулу изобретения каким-либо конкретным вариантом осуществления или группой вариантов осуществления. Таким образом, хотя настоящая

система подробно описана со ссылкой на примерные варианты осуществления, также следует признать, что множество модификаций и альтернативных вариантов осуществления может быть разработано специалистами в данной области техники без отступления от широкой и намеченной области и объема настоящей системы,

5 изложенной в нижеприведенной формуле изобретения. Кроме того, заголовки, включенные в данный документ, предназначены для облегчения обзора, но не предполагают ограничение объема настоящей системы. Таким образом, описание и чертежи должны рассматриваться как иллюстрации и не предназначены для ограничения объема прилагаемой формулы изобретения.

10 При интерпретации прилагаемой формулы изобретения следует понимать, что:

а) слово «содержит» не исключает наличия других элементов или действий, чем те, которые перечислены в данном пункте формулы изобретения;

б) использование единственного числа элемента не исключает присутствия множества таких элементов;

15 в) любые ссылочные позиции в формуле изобретения никак не ограничивают их объем;

д) несколько «средств» может быть представлено посредством одного и того же элемента или аппаратного обеспечения или программного обеспечения, реализующего структуру или функцию; и

20 е) любой из раскрытых элементов может иметь в своем составе части аппаратного оборудования (например, включающего в себя обособленные и встроенные электронные схемы), части программного обеспечения (например, компьютерное программирование) и любое их сочетание;

ф) части аппаратного оборудования могут иметь в своем составе аналоговые или

25 цифровые части, или обе эти части;

г) любое из раскрытых устройств или их части могут быть объединены вместе или разделены на дополнительные части, если специально не указано иное;

х) предполагается, что никакой конкретной последовательности действий или этапов не требуется, если специально не указано иное; и

30 и) термин «множество» элементов включает в себя два или более заявляемых элемента, и не подразумевает какого-либо специального диапазона числа элементов; то есть, множество элементов может состоять всего лишь из двух элементов, а может включать в себя громадное число элементов.

ј) термин и/или их производные слова следует понимать как означающие, что только

35 один или несколько перечисленных элементов могут нуждаться в надлежащем присутствии в системе в соответствии с пунктами формулы изобретения и в соответствии с одним или несколькими вариантами осуществления настоящей системы.

### (57) Формула изобретения

40 1. Устройство (200, 600) ультразвуковой визуализации, содержащее:

по меньшей мере один контроллер (210, 610), выполненный с возможностью:

сбора ультразвуковых данных анатомической исследуемой области (ROI) субъекта, причем ультразвуковые данные содержат по меньшей мере два кадра, собранные в разное время, когда толкающее усилие вызывает движение внутри анатомической ROI;

45 определения корреляции между по меньшей мере двумя из собранных кадров и формирования соответствующих коэффициентов корреляции;

генерации карты коэффициентов корреляции (СС) на основе определенной информации корреляции между по меньшей мере двумя кадрами;

различие флюида от ткани в пределах карты СС на основе сравнения коэффициентов корреляции по меньшей мере с одним пороговым значением; и выделения флюида в пределах карты СС.

2. Устройство по п. 1, в котором во время сравнения по меньшей мере один

5 контроллер (210, 610) определяет, меньше ли коэффициенты корреляции порогового значения.

3. Устройство по п. 2, в котором если определяется, что коэффициенты корреляции меньше порогового значения по меньшей мере один контроллер (210, 610) помечает соответствующую область на карте СС как область флюида.

10 4. Устройство по п. 2, в котором если определяется, что коэффициенты корреляции не меньше порогового значения по меньшей мере один контроллер (210, 610) помечает соответствующую область на карте СС как область ткани.

5 5. Устройство по п. 1, в котором толкающее усилие возникает изнутри субъекта или извне снаружи субъекта.

15 6. Способ отображения ультразвуковых изображений, причем способ осуществляется по меньшей мере одним контроллером (210, 610) системы формирования изображения и содержит этапы:

прием ультразвуковых данных анатомической исследуемой области (ROI) субъекта, причем информация ультразвукового изображения включает в себя по меньшей мере

20 два кадра, собранных в разное время в течение интервала времени, когда толкающее усилие вызывает движение в анатомической ROI;

определение корреляции между по меньшей мере двумя из собранных кадров и формирование соответствующих коэффициентов корреляции;

25 генерацию карты коэффициентов (СС) корреляции на основе определенной информации корреляции между по меньшей мере двумя последовательными кадрами; различие флюида от ткани в пределах карты СС на основе сравнения коэффициентов корреляции по меньшей мере с пороговым значением; и выделение флюида на карте СС.

30 7. Способ по п. 6, дополнительно содержащий этап определения на основе сравнения меньше ли коэффициенты корреляции порогового значения.

8. Способ по п. 7, дополнительно содержащий этап маркировки соответствующей области на карте СС как области флюида, когда определено, что коэффициенты корреляции меньше порогового значения.

35 9. Способ по п. 7, дополнительно содержащий этап маркировки соответствующей области на карте СС как области ткани, когда определено, что коэффициенты корреляции не меньше порогового значения.

10. Способ по п. 6, в котором толкающее усилие возникает изнутри субъекта или извне снаружи субъекта.

11. Постоянный машиночитаемый носитель (620), содержащий машинные инструкции, 40 которые при их исполнении процессором настраивают процессор на выполнение этапов:

сбор ультразвуковых данных анатомической исследуемой области (ROI), причем ультразвуковые данные включают в себя по меньшей мере два кадра, собранных в разное время в течение интервала времени, когда толкающее усилие вызывает движение внутри анатомической ROI;

45 определение корреляции между по меньшей мере двумя из собранных кадров и формирование соответствующих коэффициентов корреляции;

генерацию карты коэффициентов корреляции (СС) на основе определенной информации корреляции между по меньшей мере двумя кадрами;

различие флюида от ткани в пределах карты СС на основе сравнения коэффициентов корреляции с пороговым значением; и выделение флюида на карте СС.

12. Постоянный машиночитаемый носитель по п. 11, где машинные инструкции,

- 5 которые, при их исполнении процессором, также настраивают процессор на выполнение этапа определения на основе сравнения меньше ли коэффициенты корреляции порогового значения.

13. Постоянный машиночитаемый носитель по п. 12, где машинные инструкции,

- 10 которые, при их исполнении процессором, также настраивают процессор на выполнение этапа маркировки соответствующей области на карте СС как области флюида, когда определено, что коэффициенты корреляции меньше порогового значения.

14. Постоянный машиночитаемый носитель по п. 12, где машинные инструкции,

которые, при их исполнении процессором, также настраивают процессор на выполнение этапа маркировки соответствующей области на карте СС как области ткани, когда

- 15 определено, что коэффициенты корреляции не меньше порогового значения.

15. Постоянный машиночитаемый носитель по п. 11, где машинные инструкции,

которые, при их исполнении процессором, также настраивают процессор на выполнение этапа создания толкающего усилия, которое должно быть связано с анатомической ROI.

20

25

30

35

40

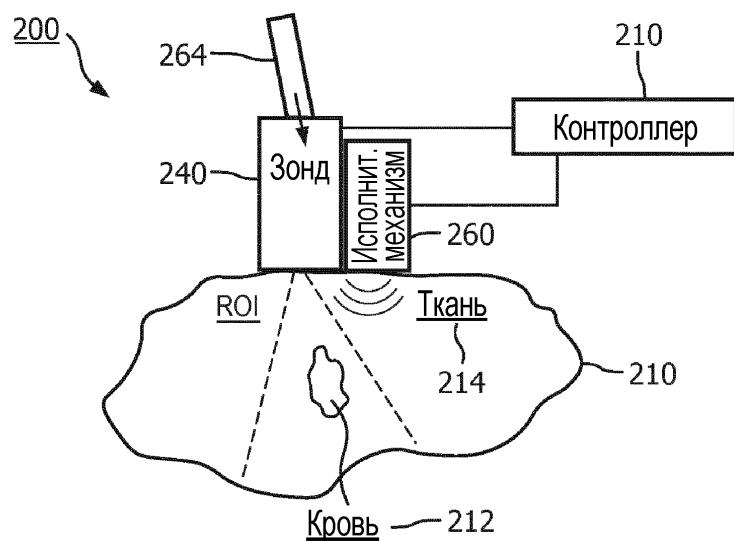
45

1/4

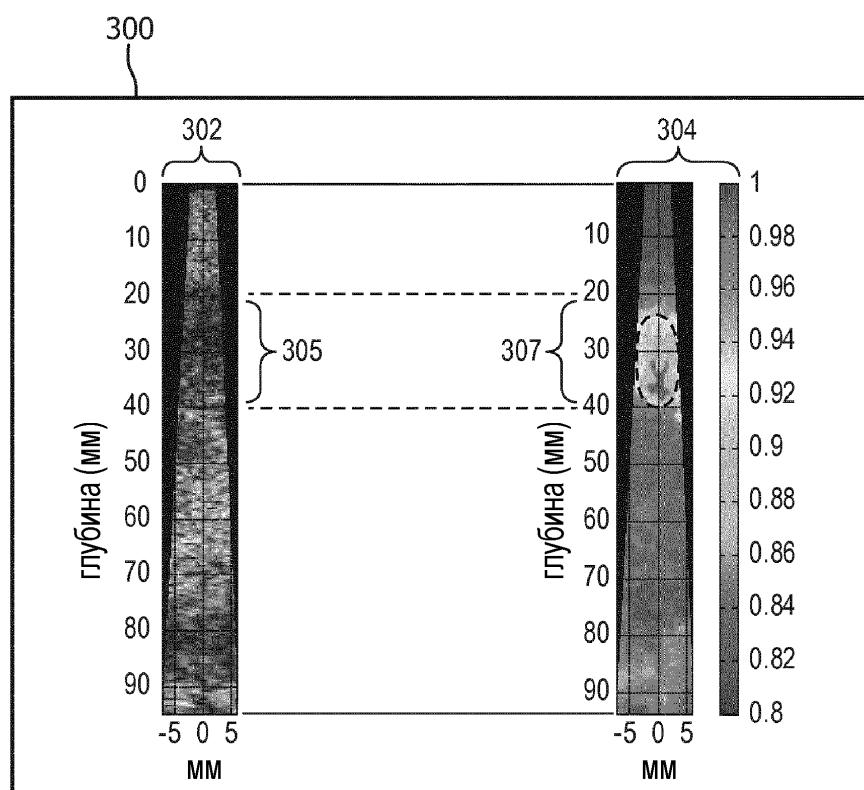


ФИГ.1

2/4

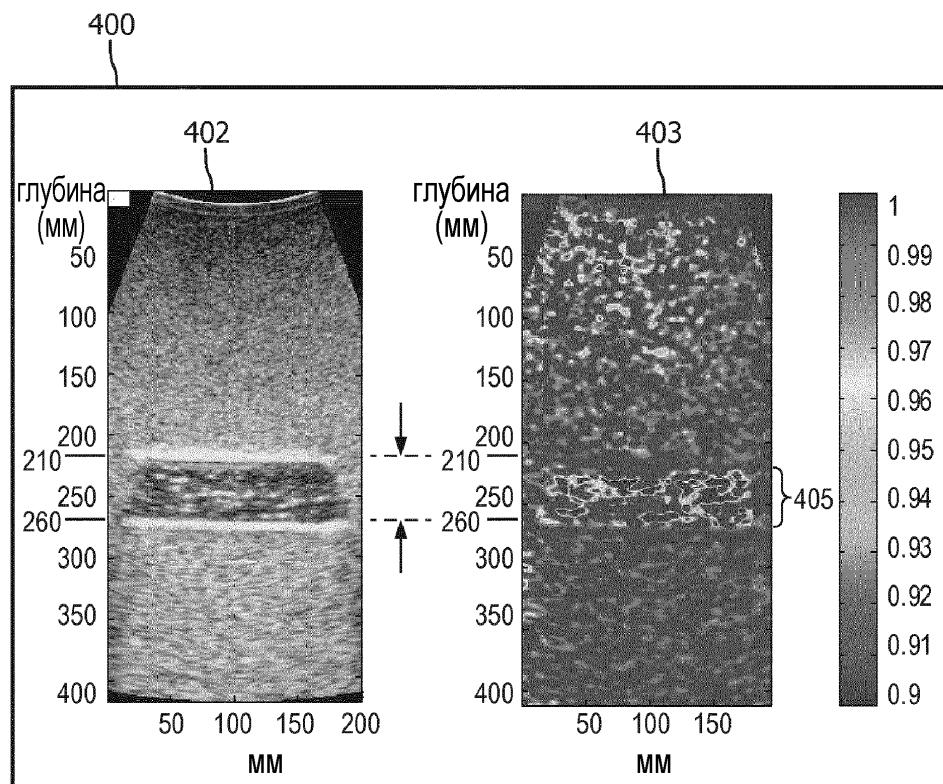


ФИГ.2

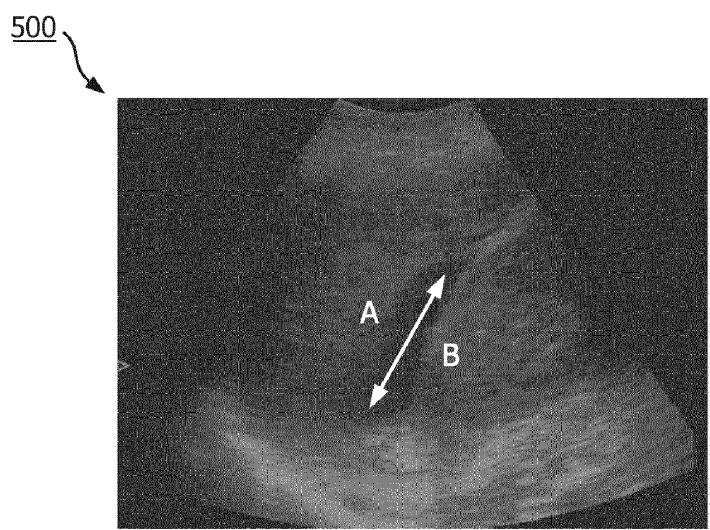


ФИГ.3

3/4

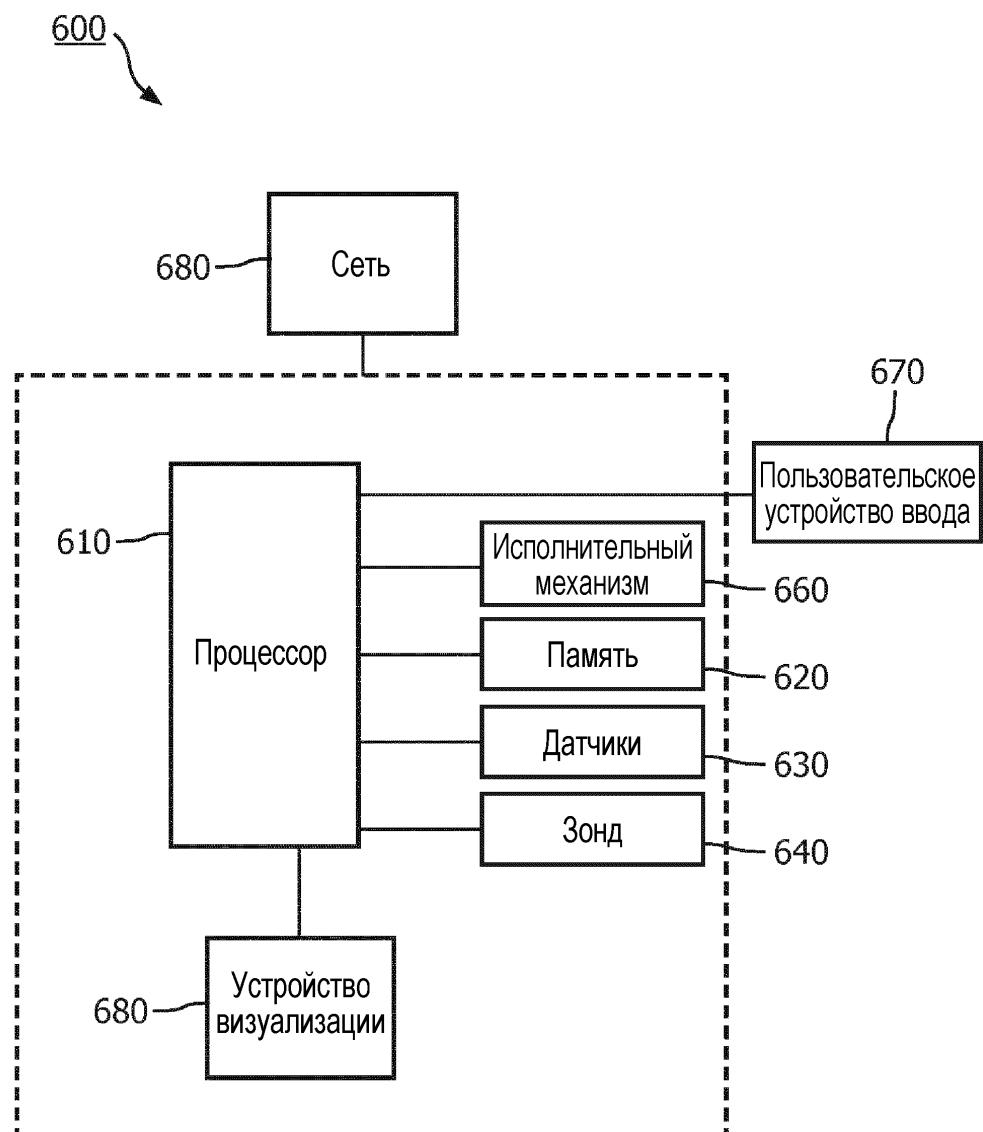


ФИГ.4



ФИГ.5

4/4



ФИГ.6