



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

## (12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

G01S 7/52 (2006.01); G01S 7/52053 (2006.01); G01S 7/52084 (2006.01); A61B 8/00 (2006.01); A61B 8/463 (2006.01); A61B 8/565 (2006.01); G06F 19/00 (2006.01); G06F 19/321 (2006.01)

(21)(22) Заявка: 2014151789, 10.05.2013

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
10.05.2013

Дата регистрации:  
06.03.2018

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:  
22.05.2012 US 61/650,241

(43) Дата публикации заявки: 20.07.2016 Бюл. № 20

(45) Опубликовано: 06.03.2018 Бюл. № 7

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: 22.12.2014

(86) Заявка РСТ:  
IB 2013/053788 (10.05.2013)(87) Публикация заявки РСТ:  
WO 2013/175337 (28.11.2013)

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

(72) Автор(ы):

РАСТ Дэвид (NL),  
ТИЛЕ Карл Эрхард (NL),  
БРЭДЛИ Кевин (NL),  
КЭНФИЛД Эрл М. (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: WO 2011117788 A1, 29.09.2011. US 2004061889 A1, 01.04.2004. US 2008097203 A1, 24.04.2008. US 2005275666 A1, 15.12.2005. US 2004267124 A1, 30.12.2004. WO 2008007301 A2, 17.01.2008. US 2010189329 A1, 29.07.2010. RU 2152173 C1, 10.07.2000. US2011196237 A1, 11.08.2011.

## (54) УЛЬТРАЗВУКОВАЯ УСТАНОВКА ОТОБРАЖЕНИЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ ДЛЯ УДАЛЕННОГО ТЕРМИНАЛА ОТОБРАЖЕНИЯ

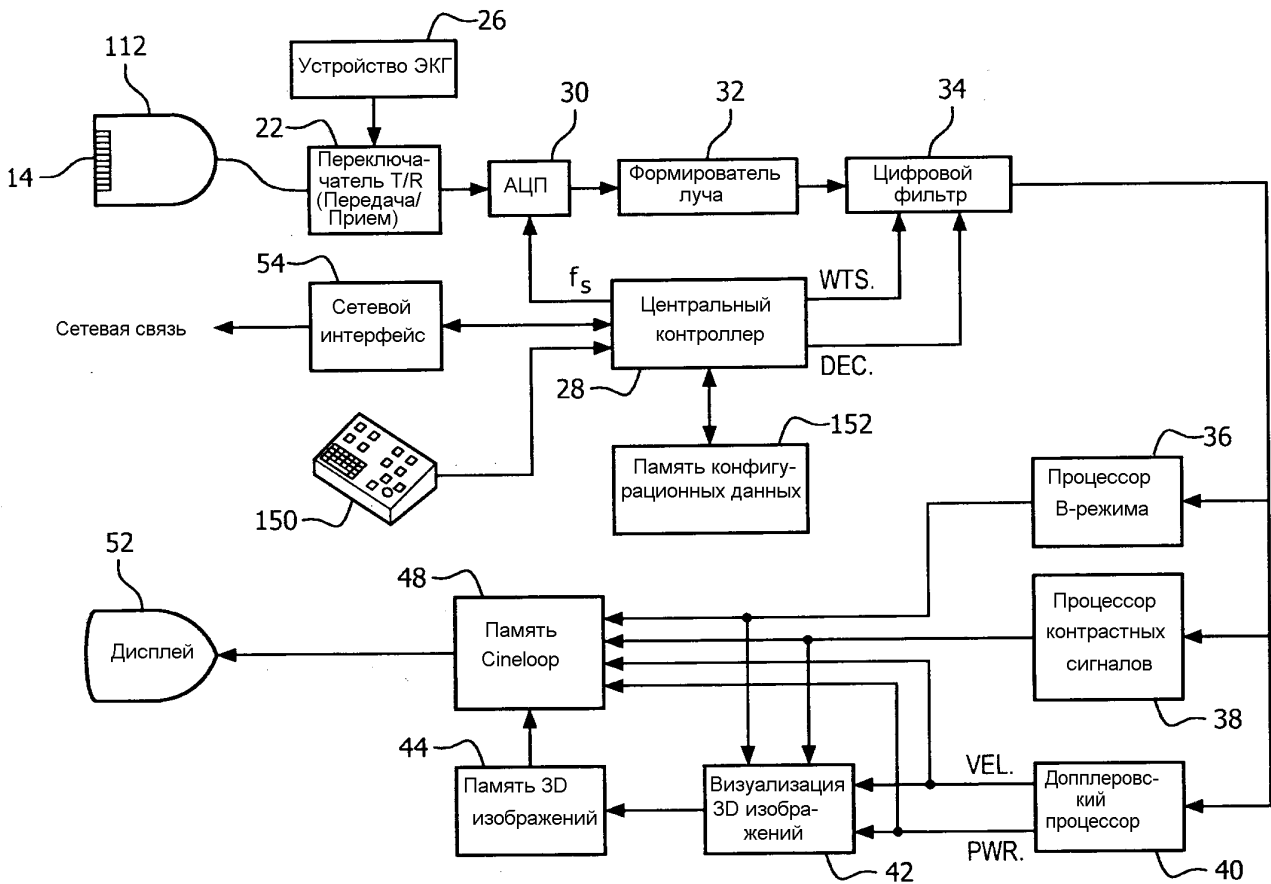
(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинским диагностическим ультразвуковым системам. Техническим результатом является оптимизация ультразвукового изображения для отображения на удаленных рабочих станциях, терминалах и экранах отображения. Изображение, полученное ультразвуковой системой, обрабатывается посредством или с помощью параметров отображения для различных условий просмотра

или устройств, таких как гамма-коррекция экрана, окружающее освещение или качество изображения. Множество версий изображения с немного различными видами при отображении экспортируются на удаленный терминал, где обозреватель может просмотреть все из версий изображения одновременно. Обозреватель выбирает наилучшее изображение, и характеристики отображения выбранного

изображения используются для изображений, впоследствии экспортированных из ультразвуковой системы на удаленный терминал. Ультразвуковая система делает возможной

упрощенную настройку удаленного терминала для отображения ультразвуковых изображений, полученных ультразвуковой системой. 14 з.п. ф-лы, 10 ил.



ФИГ.1

RU 2646593 C2

RU 2646593 C2



FEDERAL SERVICE  
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(52) CPC

*G01S 7/52* (2006.01); *G01S 7/52053* (2006.01); *G01S 7/52084* (2006.01); *A61B 8/00* (2006.01); *A61B 8/463* (2006.01); *A61B 8/565* (2006.01); *G06F 19/00* (2006.01); *G06F 19/321* (2006.01)

(21)(22) Application: **2014151789, 10.05.2013**(24) Effective date for property rights:  
**10.05.2013**Registration date:  
**06.03.2018**

Priority:

(30) Convention priority:  
**22.05.2012 US 61/650,241**(43) Application published: **20.07.2016** Bull. № 20(45) Date of publication: **06.03.2018** Bull. № 7(85) Commencement of national phase: **22.12.2014**(86) PCT application:  
**IB 2013/053788 (10.05.2013)**(87) PCT publication:  
**WO 2013/175337 (28.11.2013)**Mail address:  
**129090, Moskva, ul. B. Spasskaya, 25, stroenie 3,  
OOO "Yuridicheskaya firma Gorodisskiji Partnery"**

(72) Inventor(s):

**RAST Devid (NL),  
TILE Karl Erhard (NL),  
BREDLI Kevin (NL),  
KENFIELD Erl M. (NL)**

(73) Proprietor(s):

**KONINKLEJKE FILIPS N.V. (NL)**

(54) **ULTRASONIC IMAGE DISPLAY INSTALLATION FOR REMOTE DISPLAY TERMINAL**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention relates to ultrasound medical diagnostic systems. Image obtained by the ultrasound system is processed by or using display parameters for various viewing conditions or devices, such as gamma correction of the screen, ambient lighting or image quality. Many versions of the image with slightly different views are exported to the remote terminal, where the browser can view all of the versions of the image at the same time. Browser selects the best

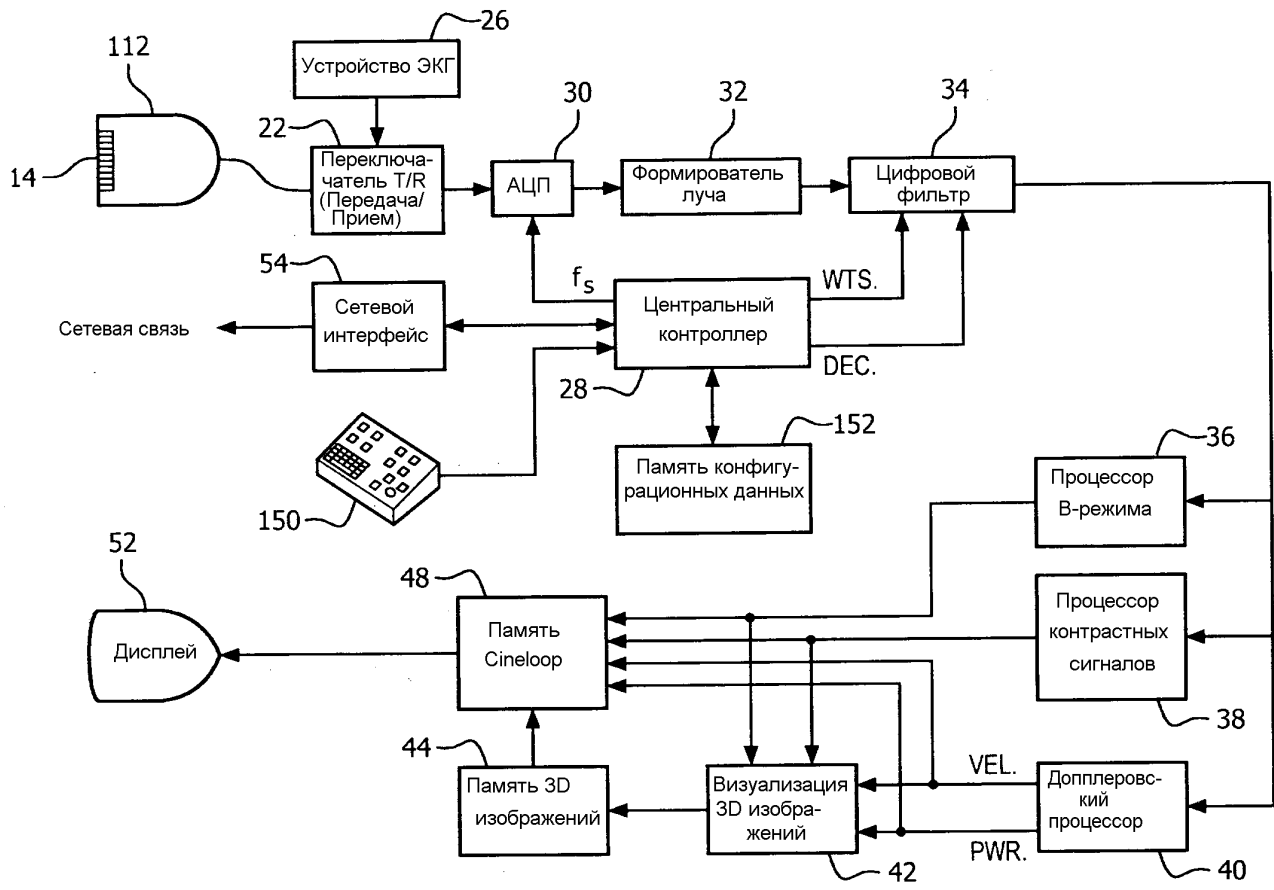
image, and the display characteristics of the selected image are used for images subsequently exported from the ultrasound system to the remote terminal. Ultrasound system makes it possible to simplify the configuration of a remote terminal for displaying ultrasound images obtained by an ultrasound system.

EFFECT: technical result is the optimization of the ultrasound image for display on remote workstations, terminals and display screens.

15 cl, 10 dwg

**C 2**  
**3**  
**6**  
**5**  
**9**  
**4**  
**2**  
**6**  
**9**  
**2**  
**6**  
**4**  
**9**  
**3**  
**2**  
**6**  
**5**  
**9**  
**3**  
**C 2**

**R U**  
**2 6 4 6 5 9 3**  
**C 2**



ФИГ.1

RU 2646593 C2

RU 2646593 C2

Изобретение относится к медицинским диагностическим ультразвуковым системам и, в частности, к экспорту и отображению изображений из ультразвуковой системы на удаленном терминале отображения, таком как станция обзора на системе PACS (система архивации и передачи изображений).

5 Типичная ультразвуковая система формирования изображений будет иметь множество настроек управления, которые могут регулироваться пользователем, чтобы наилучшим образом отображать изображение анатомии тела. Например, при формировании изображения ткани сонографист сможет установить плотность линии, фокусные зоны, динамический диапазон, частоты передачи и приема, разрешение проникновения, 10 мощность передачи, ширину сектора, отображение в оттенках серого, количество мультитиний и множество других переменных формирования изображения. При формировании изображения кровотока в режиме цветовой визуализации некоторые из переменных формирования изображений, которые могут регулироваться, представляют собой настройки фильтра стенок сосудов, таблицу цветов, частоту кадров, диапазон 15 скоростей, частотный компаундинг, настройки фильтров и доплеровский угол поворота. С таким большим количеством возможных настроек не удивительно, что ультразвуковые системы имеют управляющее программное обеспечение, которое хранит заданные параметры для различных типов исследований с формированием изображения. Сонографист, начинающий акушерское исследование, например, может 20 выбрать заданные установки для исследования ОВ, и ультразвуковая система вызовет набор заданных установок, широко используемых для большинства исследований ОВ. Сонографист может быть удовлетворен и может использовать выбранные системой заданные установки или может отрегулировать представленные значения и сохранить новый набор заданных установок в качестве его или ее предпочтительных заданных 25 установок для определенного пациента или типа исследования.

Если сонографист не всегда удовлетворен заданными установками системы для типа исследования, даже настройка и сохранение наборов заданных установок параметров для различных исследований может быть трудоемкой задачей. Кроме того, даже 30 пользовательские заданные установки могут стать неудовлетворительными или устаревшими по мере того, как оборудование обновляется и новые зонды становятся доступными для стандартных исследований. Однако Патент США № 6,951,543 (Roundhill) предложил решение этой проблемы. То есть для обработки ультразвукового изображения с множеством различных значений параметров, таких как стандартные системные представленные значения, и их общих вариаций. Сонографист не должен 35 регулировать множество параметров и средств управления, чтобы увидеть, какое изменение производит каждое пошаговое или новое изменение параметра. Вместо этого сонографист видит галерею изображений, каждое из которых было обработано по меньшей мере немного отличающимся набором параметров получения или обработки изображений. Сонографист затем просто выбирает изображение, которое выглядит 40 наилучшим образом, и параметры этого изображения затем применяются к определенному исследованию. Процесс выбора намного проще, чем кропотливое регулирование многочисленных параметров ультразвуковой системы.

Чтение ультразвуковых изображений, чтобы прийти к диагностике состояния заболевания, часто не происходит в ультразвуковой системе, которая получила 45 изображения. Во многих больницах и клиниках сонографист может получить ультразвуковые изображения путем сканирования пациента, и изображения пациента затем передаются на диагностическую рабочую станцию или терминал, где врач-кардиолог или врач-радиолог будут просматривать изображения, ставить диагноз и

готовить отчет по диагностике. Иногда изображения могут быть сохранены на сервере PACS архивирования, с которого врач может получить доступ к изображениям для диагностики. Рабочая станция или терминал, где изображения читаются, могут быть оснащены специальными диагностическими программными средствами, такими как программный пакет диагностического ультразвукового анализа QLAB, доступный от Philips Healthcare в Андовере, Массачусетс, США, который облегчает диагностику ультразвуковых изображений и составление отчета о диагнозе. Когда изображения просматриваются на новом экране терминала или дисплея, они часто не просматриваются при тех же условиях, при каких они были на ультразвуковой системе, которая получила изображения, приводя к тому, что тонкие анатомические различия показываются по-разному. Обзорная рабочая станция или терминал могут быть в более тускло или ярко освещенной комнате, например, что будет влиять на внешний вид изображений в других окружающих условиях. Различные экраны отображения будут приводить к тонким различиям в изображении, также как и в размере файла изображения и сжатии изображения, которое может использоваться для архивации изображений. Врач может пройти через процедуру регулировки, чтобы оптимизировать изображения на обзорном терминале (например, GSDF - стандартная функция отображения оттенков серого), но обычно это не делается вследствие ее сложности и времени, необходимого для оценки различных параметров отображения. Многие врачи просто принимают заводские настройки по умолчанию на их терминалах и соглашаются на недостаточно оптимальные изображения. Соответственно, существует необходимость упростить оптимизацию рабочей станции, терминала или экрана отображения для оптимального просмотра диагностических ультразвуковых изображений, которые были экспортированы из получающей ультразвуковой системы.

В соответствии с принципами настоящего изобретения, диагностическая ультразвуковая система имеет процедуру установки, которая оптимизирует изображения для отображения на удаленных рабочих станциях, терминалах и экранах отображения. Ультразвуковая система дает возможность пользователю выбирать одно ультразвуковое изображение, полученное в ультразвуковой системе, которое экспортируется на удаленный терминал отображения с рядом различных настроек отображения, примененных к изображению. Пользователь на удаленном терминале отображения просматривает галерею одного и того же изображения с различными настройками отображения, такими как различная гамма-коррекция дисплея, размеры файлов, яркость и/или контрастность. Пользователь затем выбирает изображение из галереи с наилучшим внешним видом на удаленном терминале, и параметры отображения выбранного изображения сохраняются в ультразвуковой системе. Каждый раз, когда новое изображение или изображения экспортируются на терминал, они после этого отправляются с выбранными настройками отображения, обеспечивая то, что они будут удаленно отображены так, как желает пользователь. Если удаленный пользователь имеет изменение намерений или установлен новый дисплей с различными характеристиками, процесс может повториться, чтобы обновить параметры отображения, примененные к изображениям, экспортированным на удаленный терминал.

#### НА ЧЕРТЕЖАХ

ФИГ. 1 иллюстрирует в форме блок-схемы ультразвуковую систему, построенную в соответствии с принципами настоящего изобретения.

ФИГ. 2 иллюстрирует ультразвуковую систему, объединенную в сеть с системой PACS.

ФИГ. 3a-f иллюстрируют экраны отображения для настройки ультразвуковой системы

в сети с пользовательскими настройками для экспортированных изображений.

ФИГ. 4 иллюстрирует способ настройки и экспорта галереи изображений с различными настройками отображения на удаленный терминал.

5 ФИГ. 5 иллюстрирует галерею изображений с различными настройками отображения, которые представлены пользователю для выбора наилучшего изображения.

Как показано на ФИГ. 1, ультразвуковая диагностическая система формирования изображений, построенная в соответствии с принципами настоящего изобретения, показана в форме блок-схемы. Ультразвуковой зонд 112 включает в себя массив 114 ультразвуковых преобразователей, которые передают и принимают ультразвуковые  
10 сигналы. Массив может быть одномерным линейным или криволинейным массивом для двумерного формирования изображений или может быть двумерной матрицей преобразовательных элементов для поворота электронного луча в трех измерениях. Трехмерные наборы данных изображений и изображения предпочтительно получаются с использованием двумерного матричного датчика. Трехмерные изображения также  
15 могут быть получены с помощью механического колебания одномерного матричного датчика. Ультразвуковые преобразователи в массиве 114 передают ультразвуковую энергию и принимают эхо, возвращенное в ответ на эту передачу. Переключатель 22 передача/прием ("T/R") соединен с ультразвуковыми преобразователями в массиве 114 и переключается между фазами передачи и приема полученного изображения с помощью  
20 отраженных импульсов. Моменты, в которые массив преобразователей активирован для передачи сигналов, могут быть синхронизированы с внутренним системным тактовым генератором (не показан) или могут быть синхронизированы с телесной функцией, такой как сердечный цикл, для которой форма сигнала сердечного цикла обеспечена устройством 26 ЭКГ. Когда сердцебиение находится в желаемой фазе своего  
25 цикла, как определено формой сигнала, обеспеченной устройством 26 ЭКГ, зонду подается команда получить ультразвуковое изображение. Частота и ширина полосы пропускания ультразвуковой энергии, переданные массивом преобразователей, управляются управляющими сигналами, генерируемыми центральным контроллером 28.

30 Эхо от переданной ультразвуковой энергии принимается массивом 114 преобразователей, который генерирует эхо-сигналы, которые соединены через переключатель 22 T/R и оцифрованы аналого-цифровыми ("A/D") конвекторами 30, когда система использует цифровой формирователь луча. Также могут использоваться аналоговые формирователи луча. Конвекторы 30 A/D дискретизируют принятые эхо-  
35 сигналы на частоте дискретизации, управляемой сигналом  $f_s$ , генерируемым центральным контроллером 28. Желаемая скорость дискретизации, продиктованная теорией дискретизации, является по меньшей мере удвоенной наивысшей частотой принимаемой полосы пропускания и может быть порядка по меньшей мере 30-40 МГц. Скорости дискретизации, более высокие, чем минимальное требование, также  
40 желательны.

Выборки эхо-сигнала от отдельных преобразователей массива 114 задерживаются и суммируются формирователем 32 луча, чтобы сформировать когерентные эхо-сигналы. Для 3D-формирования изображений с помощью двумерного массива предпочтительно  
45 разделить формирователь луча между микроформирователем луча, расположенным в зонде, и основным формирователем луча в системном базовом блоке, как описано в патенте США № 6,013,032 (Savord) и патенте США № 6,375,617 (Fraser). Цифровые когерентные эхо-сигналы затем фильтруются посредством цифрового фильтра 34. В проиллюстрированной системе частота передачи и частота приемника управляются

отдельно, так что формирователь луча 32 свободен, для того чтобы принимать полосу частот, которая отличается от переданной полосы частот, такую как полосу частот гармонических колебаний. Полоса пропускания цифрового фильтра 34 фильтрует сигналы и также может сдвинуть полосу частот на более низкие или на диапазон основных частот. Цифровой фильтр может быть фильтром типа, раскрытого в патенте США № 5,833,613, например. Фильтрованные эхо-сигналы от ткани соединяются через цифровой фильтр 34 с процессором 36 В-режима для обычной обработки В-режима.

Фильтрованные эхо-сигналы контрастного агента, такого как микропузырьки, соединяются с процессором контрастных сигналов 38. Контрастные агенты часто используются для того, чтобы более четко очертить эндокардиальную стенку относительно контрастного агента в пуле крови сердечной камеры или чтобы осуществить исследование перфузии микроциркуляторной части миокарда, как описано в патенте США № 6,692,438, например. Процессор 38 контрастных сигналов предпочтительно разделяет эхо, вернувшееся от гармонических контрастных агентов по методике инверсии импульсов, в которой эхо, являющиеся результатом передачи множества импульсов в местоположение изображения, объединяются, чтобы сократить основные компоненты сигнала и увеличить гармонические компоненты. Предпочтительная методика инверсии импульсов описана, например, в патенте США № 6,186,950.

Фильтрованные эхо-сигналы от цифрового фильтра 34 также соединяются с доплеровским процессором 40 для обычной доплеровской обработки для получения доплеровских сигналов скорости и мощности. Выходные сигналы из этих процессоров могут быть отображены как плоские изображения, а также связаны с процессором 42 3D-изображений для визуализации трехмерных изображений, которые хранятся в памяти 44 3D-изображений. Трехмерная визуализация может быть выполнена, как описано в патенте США № 5,720,291 и патентах США №№ 5,474,073 и 5,485,842, которые включены в материалы настоящей заявки путем ссылки.

Сигналы из процессора 38 контрастных сигналов, процессора 36 В-режима и доплеровского процессора 40, и сигналы трехмерного изображения из памяти 44 3D изображений соединены с памятью 48 Cineloop®, которая хранит данные изображений для каждого из большого числа ультразвуковых изображений. Данные изображений предпочтительно хранятся в памяти 48 Cineloop® в наборах, при этом каждый набор соответствует изображению, полученному в соответствующее время. Данные изображений в наборе данных могут использоваться для отображения параметрического изображения, показывающего тканевую перфузию в соответствующий момент во время сердцебиения. Наборы данных изображений, сохраненные в памяти 48 Cineloop, также могут храниться в устройстве постоянной памяти, таком как дисковый накопитель или устройство записи цифрового видео для последующего анализа. Изображения в памяти Cineloop отображаются на дисплее 52.

Когда сонографист начинает частичное ультразвуковое исследование, сонографист обычно начнет с выбора соответствующего зонда для исследования, такого как зонд с фазированной решеткой для сердечного исследования или изогнутый линейный массив для брюшного или ОБ исследования. Сонографист затем может настроить и отрегулировать параметры формирования изображения для исследования путем регулирования переключателей и средств управления на панели 150 управления системы. Обычно, однако, сонографист конфигурирует систему путем вызова набора стандартных или ранее настроенных параметров для типа исследования, к которому он приступает. Эти заданные параметры хранятся в памяти 152 данных конфигурации и применяются



к центральному контроллеру 28 при выборе сонографистом. Центральный контроллер затем использует параметры формирования изображения, как отрегулировано сонографистом, чтобы настроить и провести процедуру формирования изображения, выбранную сонографистом.

5 В более крупных больницах и клиниках ультразвуковая система обычно соединена с сетью, через которую ультразвуковые изображения могут быть переданы. Сетевой интерфейс 54 дает возможность ультразвуковой системе обмениваться данными по сети, и подключен к сетевому соединению в больнице или клинике. Типичная сеть с системой PACS показана на ФИГ. 2. На ФИГ. 2 четыре ультразвуковые системы 102-  
10 106, рабочая станция 244 изображений PACS и сетевой сервер 242 PACS соединены в локальную сеть, как указано LAN 240. LAN 240 может быть проводной или беспроводной и может включать в себя как системы концентраторов Ethernet, так и многокоммутаторные и многослойные сети. Сетевой сервер 242 для системы PACS будет иметь расширенное хранилище 234 для сохранения большого объема  
15 ультразвуковых изображений и отчетов, подготовленных при помощи сетевых ультразвуковых систем и станциями просмотра изображений. Пользователь на рабочей станции 244 изображений может получить доступ к сетевому серверу и отдельным активным ультразвуковым системам сети или взаимодействовать через Интернет с другими внешне доступными сетями и устройствами.

20 В соответствии с принципами настоящего изобретения ультразвуковая система на ФИГ. 1 выполнена с возможностью экспорта ультразвуковых изображений для просмотра на рабочей станции или терминале в сети при помощи использования мастера настройки экспорта, проиллюстрированного на ФИГ. 3a-3f. Начальный экран ФИГ. 3a информирует пользователя, что мастер проведет их через выбор различных вариантов  
25 конфигураций экспорта для оптимальной конфигурации. Начальный экран представляет четыре темы для конфигурации. Для начальной конфигурации используются все четыре темы. Если пользователь хочет отрегулировать конфигурацию, которая была реализована ранее, пользователю предоставляется вариант выбора только тем(ы), которая должна быть изменена. Последующие изображения иллюстрируют начальную  
30 настройку конфигурации.

Когда пользователь кликает кнопку Далее на начальном экране, экран сетевой конфигурации представляется, как показано на ФИГ. 3b. На этом экране пользователь может ввести идентификацию сетевого сервера. Следующая строка на этом экране позволяет пользователю указать, используется ли протокол DHCP (протокол  
35 динамической конфигурации хоста), будет ли ультразвуковая система иметь фиксированный IP адрес в сети или переменный (динамический) IP-адрес, назначенный хост-сервером. Если ультразвуковая система имеет фиксированный IP-адрес, он вводится в следующей строке.

Пользователь кликает кнопку Далее, и появляется экран Конфигурации PACs, как  
40 показано на ФИГ. 3c. Здесь пользователь может выбрать систему PACS из выпадающего списка, которая находится в сети и уже идентифицирована мастером. Альтернативно пользователь может кликнуть селективную кнопку Пользовательская Конфигурация PACs, и ему будет представлен экран для ввода данных, которые определяют пользовательскую конфигурацию PACS. Пользователь кликает кнопку Далее, и ему  
45 представлен экран ФИГ. 3d.

На экране выбора качества изображения и Размера Файла ФИГ. 3d пользователь определяет один из параметров, который оказывает влияние на то, как изображения, экспортированные из ультразвуковой системы, выглядят на экране рабочей станции

или терминала в сети. Система PACS или другое устройство хранения может хранить ультразвуковые изображения с заданной степенью сжатия или ограничением на размер файла. Размер файла изображения непосредственно связан с воспринимаемым качеством изображения, поскольку более тонкие детали могут быть показаны в изображении  
5 большего размера файла. В настоящем примере пользователь перетаскивает ползунок 62 горизонтально, чтобы установить желаемое качество изображения. Стрелка над графиком Размера Файла двигается соответственно, показывая пользователю размер файла, рекомендованный для желаемого качества изображения. Пользователь обычно балансирует желаемое качество изображения и размер файла, чтобы получить  
10 изображения с наивысшим качеством в границах разрешенного размера изображений, заархивированных в системе PACS. Пользователь кликает кнопку Далее, и ему представляется экран ФИГ. 3e.

Экран Получения Изображения и Окружающих условий Обзора дает пользователю возможность установить другой параметр, который влияет на то, как изображения,  
15 полученные ультразвуковой системой, будут появляться на удаленном терминале. Комната сканирования пациента может быть лишь тускло освещена и, следовательно, пользователь может использовать настройки низкой яркости и контрастности, чтобы просмотреть ультразвуковые изображения по мере того, как происходит их получение. Врач, читающий изображения, может просматривать их в ярко освещенной комнате,  
20 что означает, что настройки просмотра на ультразвуковой системе не будут подходить для условий окружающего освещения читального зала. Или может быть наоборот. С экраном на ФИГ. 3e пользователь может регулировать ползунок 64, чтобы указать условия окружающего освещения в комнате сканирования как низкие, высокие или промежуточные. Пользователь также может отметить флажок GSDF (стандартная  
25 функция отображения оттенков серого), если дисплей на удаленном терминале имеет эту калиброванную по стандарту DICOM (цифровое изображение и коммуникации в медицине) функцию отображения, и в этом случае дополнительная оптимизация отображения не требуется.

После того как пользователь отрегулировал последний набор параметров  
30 отображения, пользователю будет представлен экран закрытия на ФИГ. 3f. Если пользователь закончил указание параметров PACS и экспорта изображений, пользователь может кликнуть по кнопке Закончить, чтобы завершить процесс конфигурирования экспорта. Если пользователь столкнулся с проблемой или имеет вопрос, пользователь может кликнуть по символу со знаком вопроса, чтобы запросить  
35 техническую помощь в завершении процесса конфигурирования.

С установленными таким образом параметрами экспорта и сетевыми протоколами пользователь теперь подготавливает экспорт изображений, который будут отображаться с различными параметрами отображения, как иллюстрируется экранами экспорта на  
40 ФИГ. 4. В этом наборе экранов, идентифицированном как мастер экспорта IQ, пользователь проходит через получение ультразвукового изображения и его экспорт с различной обработкой для просмотра и выбора на удаленном терминале. Первый экран 70 инструктирует пользователя для подготовки ультразвуковой системы к сканированию изображения в условиях, в целом предпочтительных для пользователя, таких как в соответствующем образом освещенной комнате. Однако если дисплей на  
45 удаленном терминале калиброван по стандарту DICOM GSDF, эта процедура компенсации не требуется. Пользователь затем кликает на селективную кнопку DICOM GSDF Включен и перейдет к Завершению этой процедуры компенсации, как указано экраном 72.

Когда пользователь кликает кнопку Продолжить на экране 70, чтобы продолжить процедуру компенсации, пользователю показывается экран 74. Этот экран инструктирует пользователя для получения ультразвукового изображения с помощью ультразвуковой системы. Пользователь может сделать это путем сканирования пациента в это время, и в этом случае пользователь кликнет кнопку Продолжить на экране 74 и отсканирует объект. После того как пользователь получил удовлетворительное изображение, пользователь нажимает Получить 1 на панели 150 управления ультразвуковой системы. Альтернативно, пользователь может выбрать ранее полученное удовлетворительное изображение из хранилища изображений в ультразвуковой системе. Снова, пользователь указывает, что удовлетворительное изображение было получено, путем нажатия Получить 1 на панели 150 управления ультразвуковой системы.

С идентификацией основного компенсированного изображения пользователь выбирает место назначения, в которое изображения с выбранной компенсацией должны быть экспортированы с использованием экрана 76. В настоящем примере пользователь выбрал Сервер 1 Архивирования, устройство хранения изображений PACS в сети, где изображения сохраняются с помощью обработки изображений, используемой системой PACS. Экран 76 дает примеры различных мест назначения экспорта, включая одно, называемое PC Media (Носитель ПК) для ультразвуковых систем, не подключенных к станции считывания сетью. Если эта селективная кнопка выбрана, появляется экран 78, чтобы проинструктировать пользователя вставить носитель в ультразвуковую систему, такой как переносной флэш-накопитель. Изображения затем переносятся на флэш-накопитель, который можно перенести на считывающую рабочую станцию для настройки компенсации. В настоящем примере пользователь выбрал Сервер 1 Архивирования, и набор компенсированных изображений, таких как на ФИГ. 5, отправляется в систему PACS Сервера 1 Архивирования. Затем пользователю показывается экран 80, инструктирующий пользователя просмотреть компенсированные изображения на терминале отображения системы PACS и выбрать изображение, которое наилучшим образом представляет основное изображение, полученное или выбранное на ультразвуковой системе.

ФИГ. 5 представляет собой пример набора компенсированных изображений 200, которые экспортированы в систему PACS и просматриваются на станции просмотра в системе PACS, такой как терминал 244 на ФИГ. 2. Каждое из двадцати пяти компенсированных изображений было обработано контроллером 28 или содержит немного разные параметры отображения, которые будут влиять на его внешний вид на экране отображения. Например, каждое из двадцати пяти изображений может быть обработано немного различной характеристикой гамма-коррекции устройства отображения. Или каждое изображение будет иметь немного различную яркость или контрастность, чтобы компенсировать различные условия окружающего освещения. Пользователь просматривает все двадцать пять изображений одновременно на экране отображения удаленного терминала и выбирает одно, которое выглядит наилучшим образом на этом экране отображения. Пользователь может кликнуть на стрелки вверх и вниз в поле 210 выбора в нижней части экрана, чтобы выбрать номер наилучшего изображения. В настоящем примере пользователь выбрал изображение номер 13. Альтернативно пользователь может кликнуть на изображение, чтобы выбрать его, как, например, кликнуть на изображении 202, чтобы выбрать это изображение в качестве наилучшего компенсированного изображения. Когда пользователь делает выбор, идентификатор выбора отправляется обратно в ультразвуковую систему, где параметры отображения выбранного изображения сохраняются в справочной таблице в памяти

152 конфигурационных данных системы совместно с устройством назначения экспорта, Сервером 1 Архивирования в настоящем примере. После этого всякий раз, когда изображения экспортируются из ультразвуковой системы на Сервер 1 Архивирования, параметры отображения, сохраненные в справочной таблице в памяти для этой системы PACS, применяются к изображениям перед экспортом, так что они должным образом компенсируются для появления на терминале PACS точно так же, как они появлялись в ультразвуковой системе. Обозреватель на рабочей станции PACS затем будет просматривать экспортированное изображение с таким же качеством и характеристиками изображения, с какими просматривал сонографист, который получил изображение.

Экран 80 на ФИГ. 4 также дает пользователю возможность выбрать желаемое изображение с экрана на ультразвуковой системе. Пользователь может сделать выбор на экране 80, затем кликнуть кнопку Закончить, чтобы завершить процесс компенсации экспортированных изображений.

Система PACS может иметь несколько станций или терминалов обзора в системе, и каждый может иметь различные характеристики отображения. В этом случае вышеприведенный процесс компенсации может быть выполнен для каждого устройства отображения каждой станции или терминала. Ультразвуковая система в таком случае будет использовать соответствующим образом идентифицированную станцию отображения при экспорте изображений для отображения на одном из терминалов.

Станция или терминал обзора также могут быть заменены или изменены другим экраном отображения или использованы клиническим врачом с другими предпочтениями просмотра, требующим, чтобы компенсация была выполнена заново для нового или другого экрана отображения или обозревателя. В этом случае мастер экспорта IQ на ФИГ. 4 может быть вызван на ультразвуковой системе для отправки нового набора экранов компенсации на терминал, и процесс выбора компенсации выполнится снова, и новые параметры отображения для терминала сохранятся в памяти 152 конфигурационных данных. Альтернативно, врач на станции просмотра может отправить запрос в ультразвуковую систему, запрашивая передачу другого набора компенсированных изображений. Пользователь удаленного терминала тем самым может отрегулировать или обновить параметры отображения изображений, экспортированных из ультразвуковой системы, не прерывая ход работ сонографиста, который использует ультразвуковую систему.

Настоящее изобретение имеет применение в других методах медицинской визуализации, в частности в использовании «вторичных захватов», информация изображений которых происходит из первичного диагностического изображения. Например, изображение MRI (магнито-резонансная визуализация) тела может показать инвазивный инструмент, такой как биопсийная игла, которую клинический врач хочет просмотреть в строго определенном разрешении. Техника оптимизации настоящего изобретения может быть использована для оптимизации отображаемых изображений для оптимального просмотра вторичного захвата, иглы на изображении MRI.

#### (57) Формула изобретения

1. Диагностическая ультразвуковая система, которая компенсирует изображения, экспортированные на удаленный терминал отображения, содержащая:  
 дисплей, выполненный с возможностью представления одного или более экранов, причем один или более экранов содержат одно или более полей, выполненных с возможностью способствования пользовательскому вводу и/или выбору информации,

относящейся к одному или более из сетевой конфигурации, конфигурации системы архивации и передачи изображений (PACS), выбора качества изображения, выбора размера файла изображения или условий окружающего освещения;

5 устройство хранения ультразвукового изображения, которое хранит изображение, полученное ультразвуковой системой;

процессор для обработки изображений, который создает множество версий изображения для экспорта, при этом каждая версия имеет различный вид при отображении, когда множество версий просматриваются одновременно;

10 удаленный терминал, имеющий экран отображения, на котором множество версий изображения отображаются одновременно;

селектор, который при дополнительном пользовательском вводе выбирает одну из версий изображения;

устройство хранения данных, которое хранит параметр для версии выбранного изображения совместно с идентификатором удаленного терминала; и

15 процессор экспорта, который обрабатывает изображения для экспорта на удаленный терминал с параметром выбранного изображения.

2. Диагностическая ультразвуковая система по п. 1, в которой параметр представляет собой одно из гамма-характеристики устройства отображения, яркости изображения или контрастности изображения.

20 3. Диагностическая ультразвуковая система по п. 1, в которой удаленный терминал дополнительно содержит систему PACS.

4. Диагностическая ультразвуковая система по п. 3, в которой удаленный терминал дополнительно содержит архив изображений системы PACS.

25 5. Диагностическая ультразвуковая система по п. 3, в которой удаленный терминал дополнительно содержит одну из множества рабочих станций системы PACS.

6. Диагностическая ультразвуковая система по п. 1, дополнительно содержащая сеть, которая соединяет ультразвуковую систему и удаленный терминал.

7. Диагностическая ультразвуковая система по п. 1, в которой удаленный терминал и ультразвуковая система не находятся в общей сети,

30 причем множество версий изображения экспортируются на удаленный терминал на переносном носителе.

8. Диагностическая ультразвуковая система по п. 1, дополнительно содержащая устройство ввода, посредством которого данные условий окружающего освещения вводятся в ультразвуковую систему,

35 причем процессор обработки изображений создает множество версий изображения для экспорта с учетом данных условий окружающего освещения.

9. Диагностическая ультразвуковая система по п. 1, дополнительно содержащая устройство ввода, посредством которого данные размера файла изображения вводятся в ультразвуковую систему,

40 причем процессор обработки изображений создает множество версий изображения для экспорта с учетом данных размера файла изображения.

10. Диагностическая ультразвуковая система по п. 9, в которой размер файла изображения дополнительно содержит размер файла изображений, сохраненных в сетевом архиве изображений.

45 11. Диагностическая ультразвуковая система по п. 1, дополнительно содержащая устройство ввода, посредством которого данные качества изображения вводятся в ультразвуковую систему,

причем процессор обработки изображений создает множество версий изображения

для экспорта с учетом данных качества изображения. 12. Диагностическая ультразвуковая система по п. 1, в которой устройство хранения данных хранит параметр для версии выбранного изображения в форме справочной таблицы.

13. Диагностическая ультразвуковая система по п. 1, в которой создание множества версий изображения для экспорта инициируется из ультразвуковой системы.

14. Диагностическая ультразвуковая система по п. 1, в которой создание множества версий изображения для экспорта инициируется из удаленного терминала.

15. Диагностическая ультразвуковая система по п. 1, в которой устройство хранения данных хранит множество параметров, каждый совместно с идентификатором различного удаленного терминала;

причем процессор экспорта обрабатывает изображения для экспорта с учетом идентификатора одного из различных удаленных терминалов, который является местом назначения экспортированных изображений.

15

20

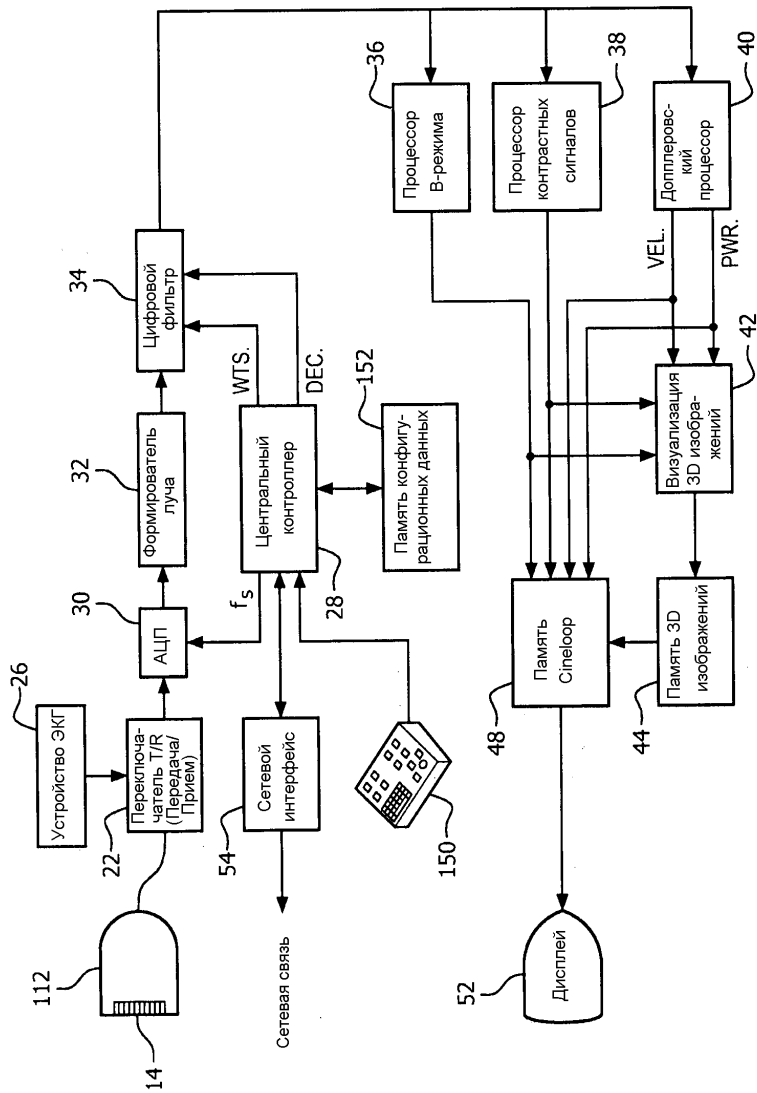
25

30

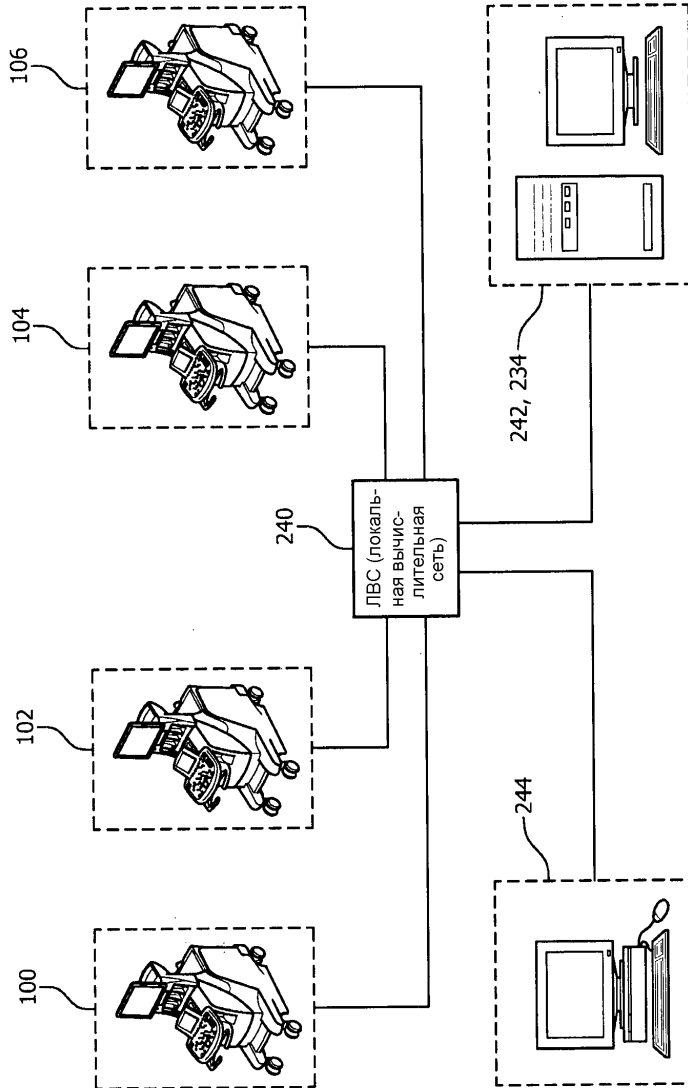
35

40

45

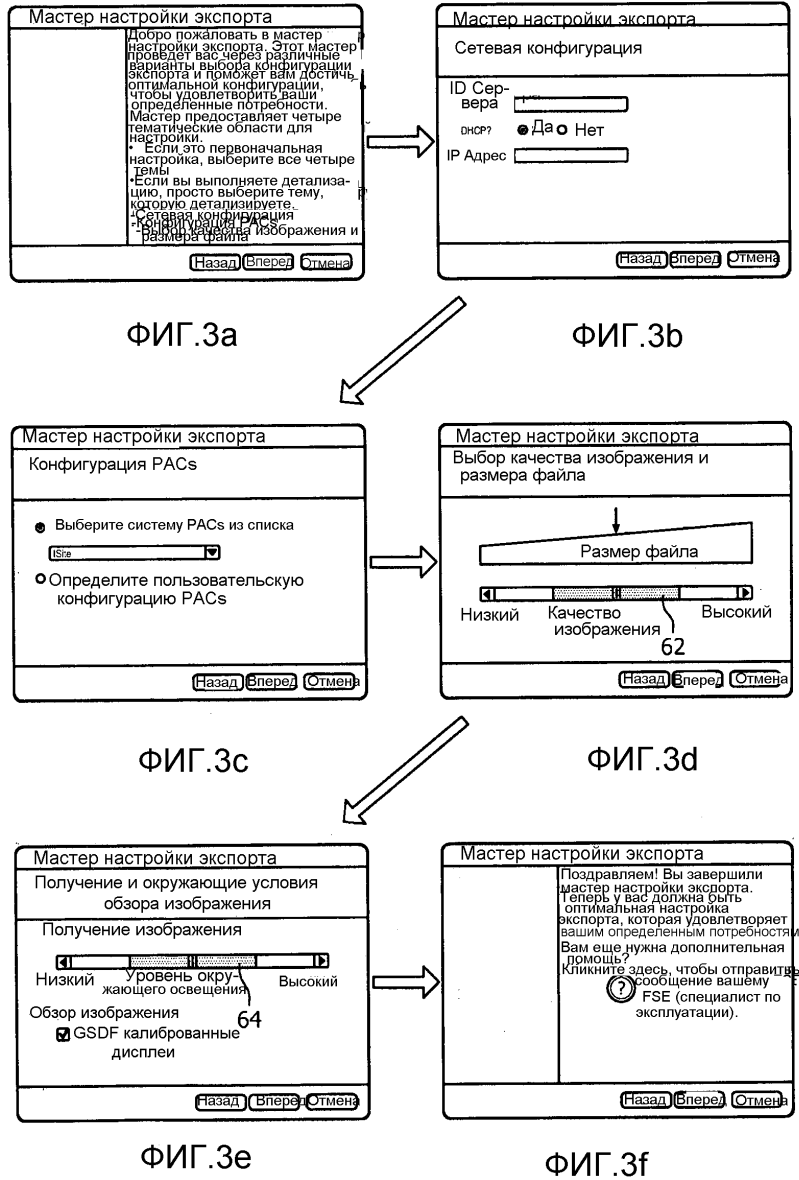


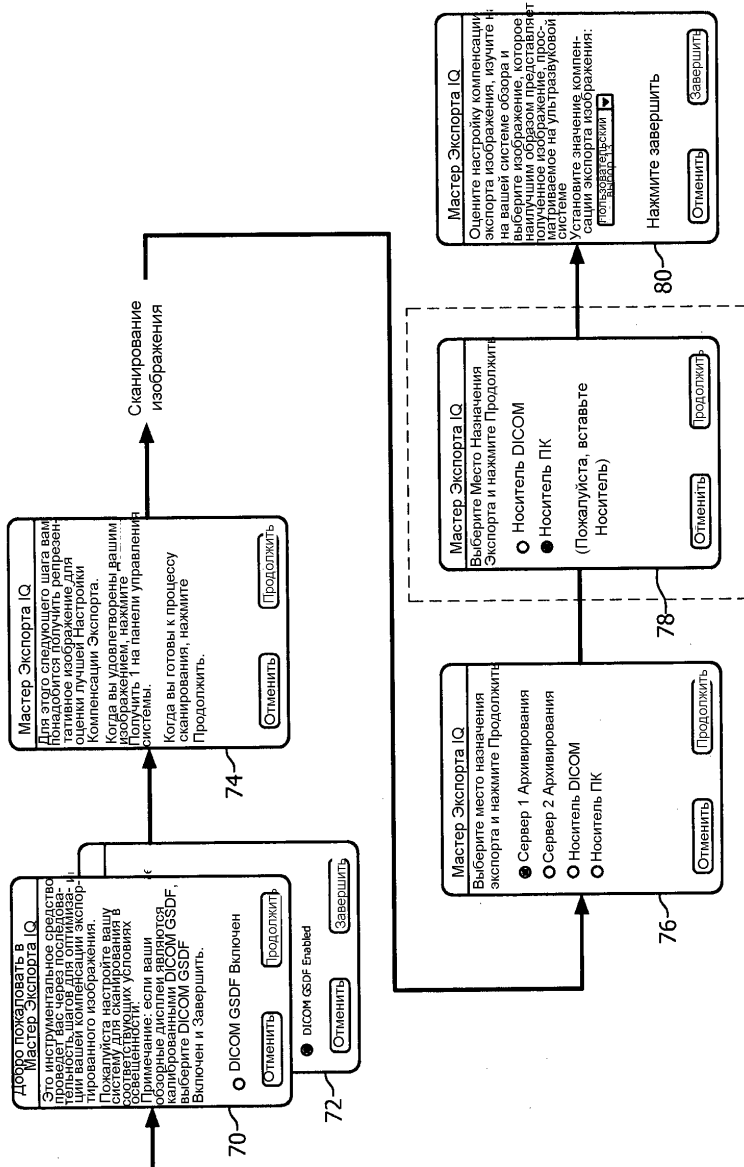
ФИГ. 1



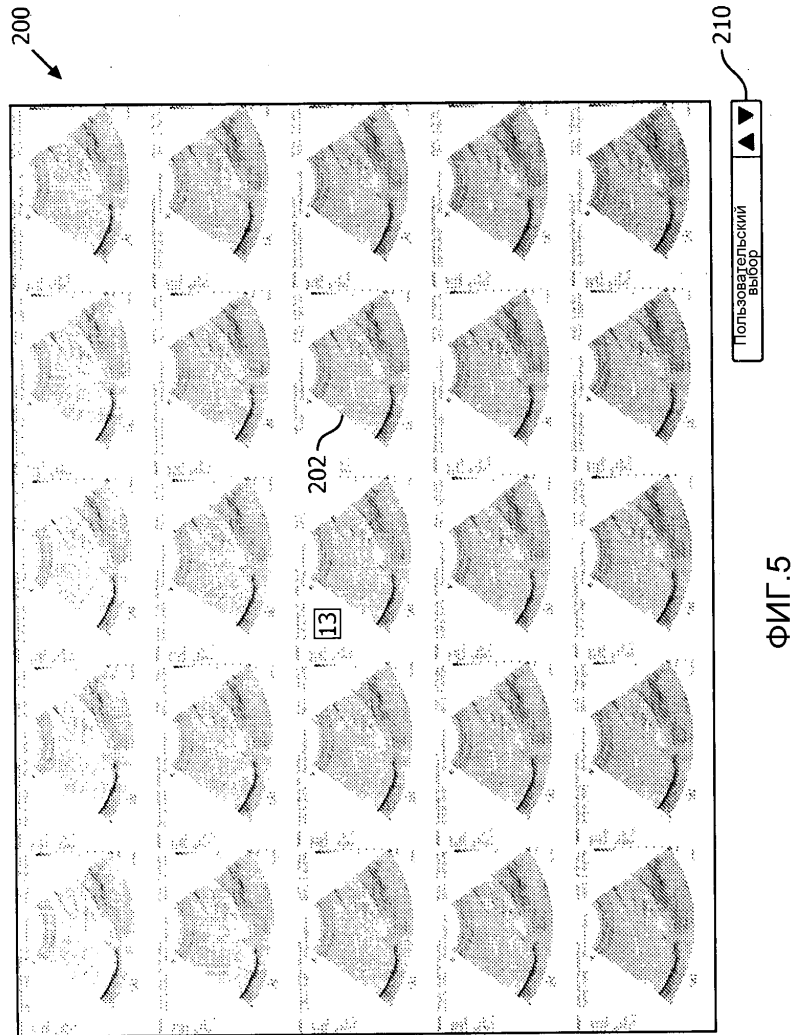
ФИГ. 2







ФИГ.4



ФИГ. 5