



(51) МПК
A61B 8/06 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01)
G01S 15/89 (2006.01)
G01S 7/52 (2006.01)

**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
 ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61B 8/065 (2006.01); *A61B 8/461* (2006.01); *G01S 15/8979* (2006.01); *G01S 7/52071* (2006.01)

(21)(22) Заявка: 2015102443, 17.06.2013

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
17.06.2013

Дата регистрации:
25.04.2018

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
27.06.2012 US 61/665,046

(43) Дата публикации заявки: 10.08.2016 Бюл. № 22

(45) Опубликовано: 25.04.2018 Бюл. № 12

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 27.01.2015

(86) Заявка РСТ:
IB 2013/054964 (17.06.2013)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2014/001955 (03.01.2014)

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

(72) Автор(ы):

**ТИЛЕ Карл Эрхард (NL),
 ВЭЙ Цифэн (NL),
 СРЕСТХА Мона (NL)**

(73) Патентообладатель(и):

КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: US 5285788 А, 15.02.1994. DE
202008003245 U1, 05.06.2008. US 2002151794,
17.10.2002. RU 2559639 С2, 10.08.2015.

(54) УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ЦВЕТОВАЯ КАРТА ПОТОКА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ МИТРАЛЬНОЙ РЕГУРГИТАЦИИ

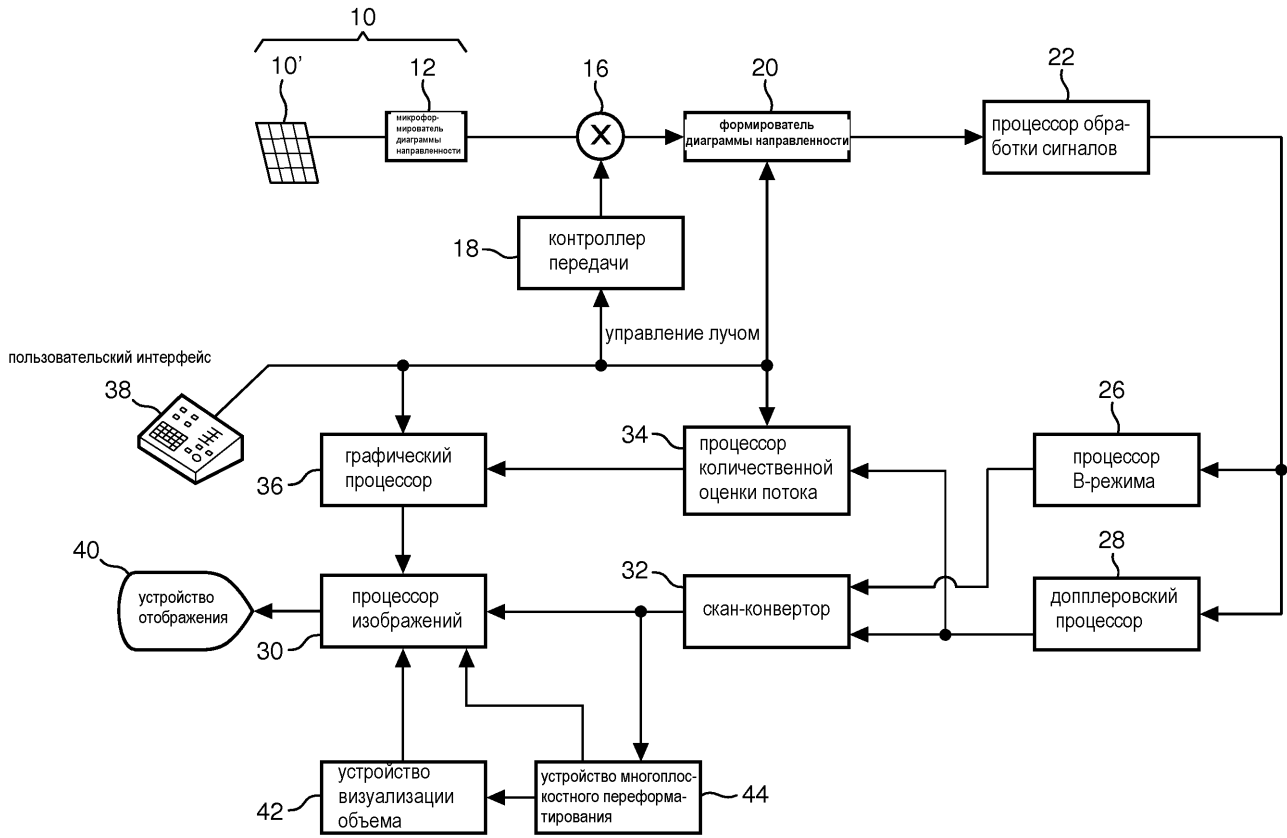
(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к диагностическим ультразвуковым системам визуализации. Система, формирующая цветовые изображения скорости потока и движения, содержит ультразвуковой зонд, имеющий массив преобразователей для передачи ультразвуковой энергии и приема ультразвуковых эхо-сигналов от местоположения, содержащего движущуюся ткань или текучую среду, доплеровский процессор, для выработки измерений скорости перемещения ткани или

скорости кровотока, процессор количественной оценки движения, преобразующий измерения скорости во множество различных цветов для цветового доплеровского изображения, графический процессор, вырабатывающий цветовой индикатор для отображения вместе с цветовым доплеровским изображением, причем цветовой индикатор имеет конечный уровень скорости и опорный уровень для нулевой скорости. Цвета цветового индикатора выполнены с возможностью демонстрации

отчетливого перехода цвета в точке между опорным уровнем и конечным уровнем скорости, причем отчетливый переход цвета соответствует скорости из диапазона скоростей, в котором отображается изоскоростная поверхность на цветовом доплеровском изображении, устройство отображения, соединенное с графическим процессором и процессором

количественной оценки движения, отображающим цветовое доплеровское изображение вместе с цветовым индикатором, причем цвета как у конечного уровня скорости, так и у опорного уровня являются цветами нулевой скорости. Использование системы позволяет улучшить различие изоскоростной поверхности. 13 з.п. ф-лы, 8 ил.



Фиг. 1

RU 2652257 C2

RU 2652257 C2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)*A61B 8/00* (2006.01)*A61B 8/08* (2006.01)*G01S 15/89* (2006.01)*G01S 7/52* (2006.01)(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(52) CPC

A61B 8/065 (2006.01); *A61B 8/461* (2006.01); *G01S 15/8979* (2006.01); *G01S 7/52071* (2006.01)(21)(22) Application: **2015102443, 17.06.2013**(24) Effective date for property rights:
17.06.2013Registration date:
25.04.2018

Priority:

(30) Convention priority:
27.06.2012 US 61/665,046(43) Application published: **10.08.2016** Bull. № 22(45) Date of publication: **25.04.2018** Bull. № 12(85) Commencement of national phase: **27.01.2015**(86) PCT application:
IB 2013/054964 (17.06.2013)(87) PCT publication:
WO 2014/001955 (03.01.2014)

Mail address:

**129090, Moskva, ul. B. Spasskaya, 25, stroenie 3,
OOO "Yuridicheskaya firma Gorodisskiji Partnery"**

(72) Inventor(s):

**TILE Karl Erkhart (NL),
VEJ Tsifen (NL),
SRESTKHA Mona (NL)**

(73) Proprietor(s):

KONINKLEJKE FILIPS N.V. (NL)(54) **ULTRASONIC FLOW COLOR MAP FOR STUDY OF MITRAL REGURGITATION**

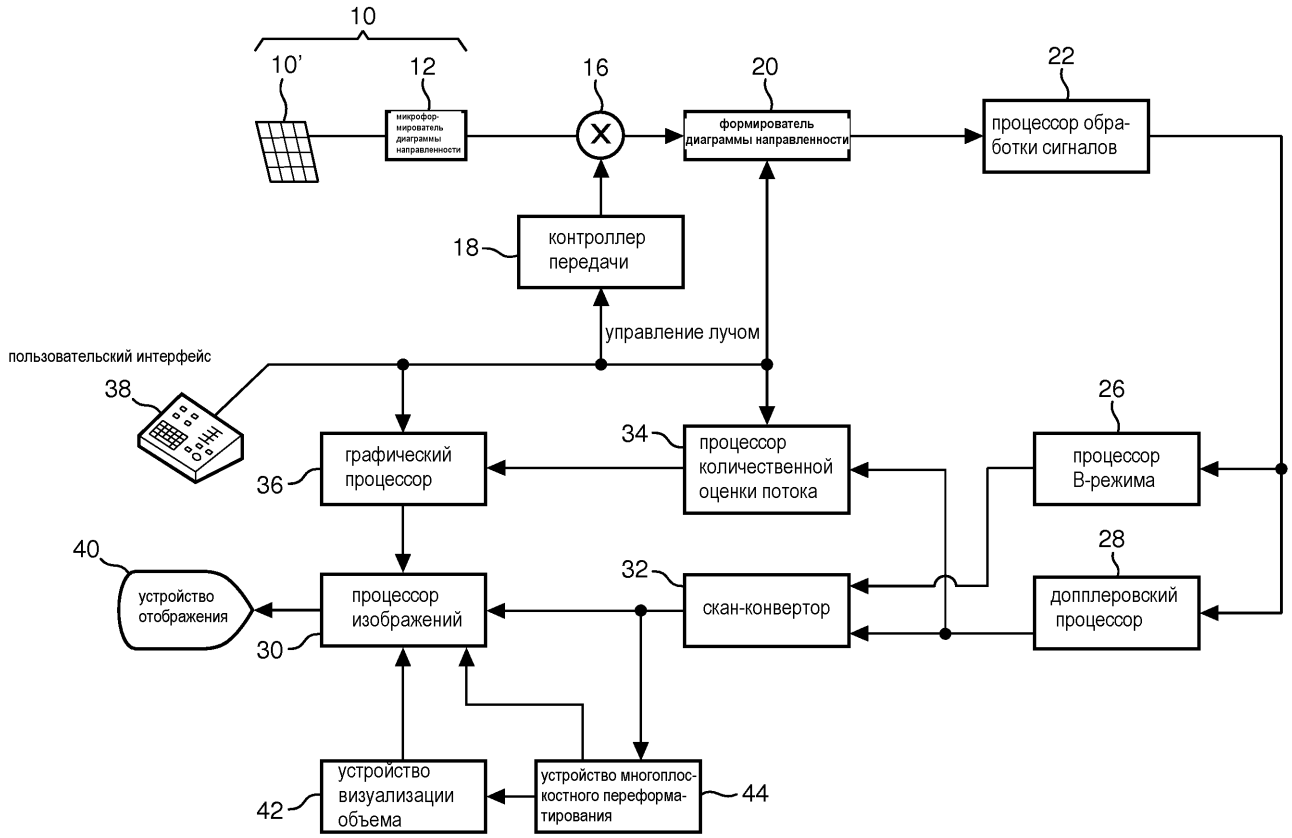
(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention relates to medical technology, namely to ultrasound diagnostic imaging systems. System that generates color images of the flow and movement speed comprises an ultrasonic probe having an array of transducers for transmitting ultrasonic energy and receiving ultrasonic echoes from a location containing a moving tissue or fluid, a Doppler processor, to generate measurements of tissue movement speed or blood flow velocity, a quantitative motion estimation processor converting speed measurements into a plurality of different colors for a color Doppler image, graphics processor that generates a color indicator for displaying along with a color

Doppler image, color indicator has a final speed level and a reference level for zero speed. Colors of the color indicator are arranged to demonstrate a distinct color transition at a point between the reference level and the final speed level, and a distinct color transition corresponds to a speed from the speed range in which an isospheric surface is displayed on the color Doppler image, display device coupled to a graphics processor and a motion quantification processor displaying a color Doppler image along with a color indicator, colors at both the final speed level and the reference level are zero-speed colors.

EFFECT: use of the system makes it possible to improve the discrimination of the isospheric surface.



Фиг. 1

R U 2 6 5 2 2 5 7 C 2

R U 2 6 5 2 2 5 7 C 2

Данное изобретение относится к медицинским диагностическим ультразвуковым системам и, в частности, к использованию диагностических ультразвуковых систем визуализации для исследования потока митральной регургитации.

Поток регургитации является серьезным патологическим состоянием, которое требует исследования и соответствующего лечения. Непосредственно перед сокращением левого желудочка для накачивания крови в тело митральный клапан должен полностью закрыться таким образом, чтобы сокращение выбросило весь поток крови в аорту. Если клапан закрывается не полностью, то некоторое количество крови в левом желудочке будет выброшено обратно в левое предсердие через отверстие в не полностью закрытом клапане. Обратный поток крови, являясь обычно небольшой кратковременной струей кровотока, впрыскиваемой обратно через не полностью закрытые створки клапана, уменьшает отток крови из сердца и, следовательно, эффективность каждого сердечного сокращения. Сердце должно затем накачивать кровь быстрее для обеспечения тела необходимым питающим кровотоком. Сердце перегружается вследствие своей неэффективной работы, приводя к сердечной недостаточности.

Клиницисты используют ультразвуковую визуализацию в течение многих лет для детектирования регургитационного кровотока. Ультразвуковое детектирование клапанной регургитации выполнялось первоначально посредством поиска вышеупомянутой струи крови на ультразвуковом изображении левой стороны сердца. В течение последних двадцати лет исследование струи обеспечивалось посредством двумерной (2D) цветовой доплеровской визуализации потока, в которой высокая скорость и турбулентность небольшой струи крови детектируются посредством тщательного поиска аномальных местных скоростей потока вблизи протекающего сердечного клапана. Но получение плоскости изображения, в которой струя является наиболее преобладающей, в соединении с движением сердца и клапана и турбулентностью кровотока вблизи митрального клапана, также как и кратковременность появления струи, ставят задачу для данного субъективного подхода. В последние годы в тех случаях, когда местоположение струи могло наблюдаться с помощью ультразвука, клиницисты использовали технологию, называемую PISA, сокращение для площади проксимальной изоскоростной поверхности для количественной оценки регургитационного кровотока. В этом способе подозреваемый клапан и область в пределах левого желудочка сердца, проксимальная к клапану, визуализируются посредством цветовой доплеровской визуализации потока. В момент времени появления струи образуется зона конвергенции потока (FCR) в проксимальной области, поскольку скорости кровотока в этой области сразу же усиливаются в направлении регургитационного отверстия. Эта схема потока приводит к эффекту наложения спектров на цветовом изображении потока, поскольку скорости потока моментально превышают диапазон скоростей, используемый для цветового изображения потока. Цветовое изображение потока в этот момент захватывается и фиксируется (замораживается) на экране устройства отображения. Затем выполняется измерение скорости v у первой линии появления эффекта наложения спектров FCR, и затем выполняется измерение расстояния r от этой линии эффекта наложения спектров до предполагаемого центра клапанного отверстия. Эти два измерения затем используются для вычисления скорости потока через отверстие с использованием выражения $Q_t = 2 \cdot r^2 \cdot v$.

Важным этапом в технологии PISA является различение изоскоростной поверхности на ультразвуковом изображении. Поверхность может быть дугообразной кривой на двумерном ультразвуковом изображении или полусферической областью на 3D ультразвуковом изображении. Необходимо идентифицировать изоскоростную

поверхность с высокой точностью, так как радиальное расстояние, измеренное от изоскоростной поверхности до регургитационного отверстия, является квадратным членом в уравнении скорости потока. Одним подходом, применявшимся в прошлом для лучшего различения изоскоростной поверхности, была попытка использования порога эффекта наложения спектров в цветовой доплеровской системе для идентификации поверхности. Цветовая доплеровская ультразвуковая система функционирует посредством взятия замеров кровотока при частоте взятия замеров, называемой частотой повторения импульсов. Частота взятия замеров должна удовлетворять критерию Найквиста для скоростей кровотока, которым соответствуют частоты, меньшие или равные половине частоты повторения импульсов. Диапазон адекватно измеряемых скоростей кровотока обычно отображается рядом с ультразвуковым изображением в виде цветовой полосы (цветовой шкалы) различных цветов в диапазоне от $+V$ до $-V$ вокруг скорости, равной нулю, где V является максимальной измеряемой скоростью, удовлетворяющей критерию Найквиста. Таким образом, чем выше скорость кровотока, подлежащего детектированию, тем больше должна быть частота доплеровского взятия замеров. Если скорость потока превысит скорость $+V$ или $-V$, то доплеровский процессор «циклически возвратится» и отобразит цвет на другом конце цветовой полосы. Обычной практикой в диагностике кровотока является использование частоты доплеровского взятия замеров, которая является достаточно высокой для того, чтобы все ожидаемые скорости кровотока адекватно измерялись согласно критерию Найквиста и не превышали скорости, при которой появляется эффект наложения спектров.

Нестандартным использованием цветовой полосы, которое может использоваться для лучшего различения изоскоростной поверхности, является настройка цветовой полосы с так называемым «сдвигом базовой линии». Как упоминалось выше, скорость, равная нулю, находится обычно в центре цветовой полосы, на одинаковых расстояниях между максимальными скоростями $+V$ и $-V$. Сдвиг базовой линии выполняется посредством перемещения точки нулевой скорости в нецентральное положение таким образом, чтобы скорость потока, подлежащая использованию в качестве скорости потока изоскоростной поверхности, находилась на одном конце цветовой полосы. Это вызовет появление эффекта наложения спектров у предполагаемой скорости потока изоскоростной поверхности, что приведет к циклическому возврату отображаемых цветов, соответствующих скоростям выше скорости потока изоскоростной поверхности. Когда противоположные концы цветовой полосы имеют различные цвета, такие как красный - на одном конце и синий - на другом, отображаемые цвета будут различными по обе стороны изоскоростной поверхности. В то время как использование цветовой полосы будет преднамеренно вызывать появление эффекта наложения спектров и отображать цветовую полосу, не соответствующую тому, что отображается, что обычно является нежелательным результатом, цветовая разница по обе стороны изоскорости может сделать изоскоростную поверхность легче различимой на ультразвуковом изображении. Желательно, чтобы цветовая полоса была конкретно разработана для условий митральной регургитации, когда выделяется изоскоростная поверхность, и в то же время сохраняется цветовая полоса, характерная для отображаемых условий потока.

Согласно принципам данного изобретения, описана ультразвуковая диагностическая система визуализации для исследования регургитационного потока крови посредством цветовой доплеровской визуализации. Цветовое доплеровское изображение окрашивается согласно цветовой полосе, которая демонстрирует отчетливое изменение

цвета между центральным указанием нулевой скорости и концом цветовой полосы. Скорость, при которой происходит изменение цвета, находится в диапазоне ожидаемого значения изо-скорости, так что переход цвета отчетливо отметит изоскоростную поверхность на цветовом изображении потока митральной регургитации. В

5 предпочтительном варианте осуществления изменение цвета присутствует как выше, так и ниже опорного уровня нулевой скорости для обеспечения любого направления кровотока.

На чертежах:

10 Фиг. 1 иллюстрирует в форме блок-схемы ультразвуковую диагностическую систему визуализации, сконструированную согласно принципам данного изобретения.

Фиг. 2 иллюстрирует цветное доплеровское изображение регургитационной струи.

Фиг. 3 иллюстрирует измерение PISA потока регургитации.

Фиг. 4 иллюстрирует выбор масштаба общепринятой цветовой полосы для цветового доплеровского изображения.

15 Фиг. 5 иллюстрирует цветовую полосу для цветового доплеровского изображения, выполненную согласно принципам данного изобретения.

Фиг. 6 иллюстрирует второй пример цветовой полосы для цветового доплеровского изображения согласно данному изобретению.

20 Фиг. 7 иллюстрирует двухпроекционные цветные доплеровские изображения регургитационной струи с использованием стандартной цветовой полосы.

Фиг. 8 иллюстрирует двухпроекционные цветные доплеровские изображения потока регургитационной струи с использованием цветовой полосы данного изобретения.

Обращаясь сначала к фиг. 1, ультразвуковая диагностическая система визуализации, 25 сконструированная согласно принципам данного изобретения, изображена в форме блок-схемы. На фиг. 1 представлен массив 10' преобразователей в ультразвуковом зонде 10 для передачи ультразвуковых волн и приема эхо-информации. Массив 10' преобразователей предпочтительно является двумерным массивом преобразовательных элементов, способных обеспечить сканирование в трех измерениях, например как по 30 углу места, так и по азимуту около местоположения митрального клапана, для 3D визуализации. Массив преобразователей соединен с микроформирователем 12 диаграммы направленности в зонде, который управляет передачей и приемом сигналов посредством преобразовательных элементов. Микроформирователи диаграммы направленности способны по меньшей мере к частичному формированию диаграммы 35 направленности на основании сигналов, принимаемых группами или «участками» преобразовательных элементов, как описано в патентах США №№5997479 (Savord и др.), 6013032 (Savord), и 6623432 (Powers и др.). Микроформирователь диаграммы направленности соединен посредством кабеля зонда с переключателем 16 передачи/приема (T/R), который переключается между передачей и приемом и защищает основной 40 формирователь 20 диаграммы направленности от высокоэнергетических передаваемых сигналов. Передача ультразвуковых лучей от массива 10 преобразователей под управлением микроформирователя 12 диаграммы направленности направляется посредством контроллера 18 передачи, соединенного с переключателем передачи/приема и формирователем 20 диаграммы направленности, который принимает входные 45 данные от управления пользователем пользовательским интерфейсом или панелью 38 управления. Одной из функций, управляемых посредством контроллера передачи, является направление, в котором лучи наводятся. Лучи могут наводиться прямо вперед от (перпендикулярно) массива преобразователей или под различными углами для более

широкого поля обзора.

Сигналы с частично сформированной диаграммой направленности, сформированные посредством микроформирователя 12 диаграммы направленности, передаются в основной формирователь 20 диаграммы направленности, где сигналы с частично сформированной диаграммой направленности от отдельных «участков» преобразовательных элементов объединяются в сигнал с полностью сформированной диаграммой направленности. Например, основной формирователь 20 диаграммы направленности может иметь 128 каналов, каждый из которых принимает сигнал с частично сформированной диаграммой направленности от участка из 12 преобразовательных элементов. Таким образом, сигналы, принимаемые посредством более 1500 преобразовательных элементов двумерного массива, могут эффективно внести вклад в один сигнал со сформированной диаграммой направленности.

Сигналы со сформированной диаграммой направленности передаются процессору 22 обработки сигналов. Процессор 22 обработки сигналов может обрабатывать принимаемые эхо-сигналы различными способами, такими как полосовой фильтр, прореживание, выделение I и Q компонент, выделение гармонического сигнала, который обеспечивает разделение линейного и нелинейного сигналов для обеспечения возможности идентификации нелинейных эхо-сигналов, отразившихся от ткани и микропузырьков. Процессор обработки сигналов может также выполнять дополнительное увеличение отношения сигнал-шум, такое как понижение уровня спеклов, соединение сигналов и устранение шумов.

Обрабатываемые сигналы передаются процессору 26 В-режима и доплеровскому процессору 28. Процессор 26 В-режима использует амплитудное детектирование для визуализации структур тела, таких как ткань сердечной стенки, митральный клапан и элементы крови. Изображения структур тела в В-режиме могут быть выполнены либо в режиме работы на гармониках, либо в режиме работы на основной частоте, либо при комбинации обоих режимов, как описано в патенте США №6283919 (Roundhill и др.) и патенте США №6458083 (Jago и др.). Доплеровский процессор 28 обрабатывает различные во времени сигналы от ткани и кровотока для детектирования движения субстанций, таких как поток элементов крови в поле изображения. Доплеровский процессор обычно включает в себя фильтр стенок сосудов с параметрами, которые могут устанавливаться для пропускания и/или отбрасывания эхо-сигналов, отраженных от выбранных типов материалов в теле. Например, фильтр стенок сосудов может быть установлен таким образом, что он будет иметь полосовую характеристику, которая пропускает сигнал относительно низкой амплитуды от материалов с более высокой скоростью, в то же время отбрасывая относительно сильные сигналы от материалов с более низкой или нулевой скоростью. Полосовая характеристика будет пропускать сигналы от кровотока, в то же время отбрасывая сигналы от ближайших неподвижных или медленно движущихся объектов, таких как стенка сердца. Обратная характеристика пропустила бы сигналы от движущейся ткани сердца, в то же время отбрасывая сигналы кровотока для так называемой доплеровской визуализации тканей, детектируя и изображая движение ткани. Доплеровский процессор принимает и обрабатывает последовательность отдельных во времени эхо-сигналов от различных точек в поле изображения, причем последовательность эхо-сигналов от конкретной точки называется ансамблем. Ансамбль эхо-сигналов, принимаемый в быстрой последовательности в течение относительно короткого интервала времени, может использоваться для оценки доплеровского сдвига частоты кровотока, с использованием соотношения доплеровской частоты и скорости, указывающего на скорость кровотока. Ансамбль

эхо-сигналов, принимаемых в течение более длительного периода времени, используется для оценки скорости медленно текущей крови или медленно движущейся ткани. Для оценки митральной регургитации быстро появляющейся струи при митральной регургитации обычно используются короткие длины ансамбля (меньшее количество замеров) таким образом, чтобы могла быть реализована высокая частота получения кадров. Частота, при которой производятся замеры сигнала (или временные интервалы между ними), как известно, называется частотой повторения импульсов (PRF), и устанавливает максимальную скорость кровотока, которая может быть измерена без эффекта наложения спектров. Для удовлетворения критерию Найквиста для взятия замеров и предотвращения эффекта наложения спектров кровотоков должен замеряться ансамбль при частоте, которая равна по меньшей мере удвоенной эквивалентной частоте наивысшей скорости измеряемого потока. Допплеровский сдвиг частоты Δf может быть оценен посредством уравнения в виде $\Delta f = \frac{2vf_0 \cos\theta}{c}$, где f_0 является частотой передачи, c является скоростью распространения ультразвука, v является скоростью, а θ является углом между направлением луча и направлением кровотока. Как показывает уравнение Допплера, существует прямая зависимость между доплеровской частотой f и скоростью v потока. Это обеспечивает возможность прямого преобразования доплеровских частот в значения скорости и в цвета, представляющие значения скоростей.

Сигналы структур и движения, вырабатываемые посредством В-режима и доплеровских процессоров, передаются скан-конвертору 32 и устройству 44 многоплоскостного переформатирования. Скан-конвертор преобразует эхо-сигналы в пространственном отношении из того формата, в котором они были приняты, в заданный формат изображения. Например, скан-конвертор может преобразовать эхо-сигнал в двумерный (2D) формат в форме сектора, или пирамидальное трехмерное (3D) изображение. Скан-конвертор может наложить на изображение структур в В-режиме цвета, соответствующие движению в точках поля изображения, в соответствии с их скоростями, оцененными с помощью эффекта Допплера, для получения цветового доплеровского изображения, которое изображает движение ткани и кровотоков в поле изображения. Устройство многоплоскостного переформатирования преобразует эхо-сигналы, которые принимаются от точек в стандартной плоскости в объемной области тела, в ультразвуковое изображение плоскости, как описано в патенте США №6443896 (Detmer). Устройство 42 визуализации объема преобразует эхо-сигналы набора 3D данных в проецируемое 3D изображение, показанное со стороны заданной опорной точки, как описано в патенте США №6530885 (Entrekin и др.). 2D или 3D изображения передаются от скан-конвертора 32, устройства 44 многоплоскостного переформатирования и устройства 42 визуализации объема процессору 30 изображений для дополнительного повышения качества, буферизации и временного хранения для отображения на устройстве 40 отображения изображения.

Согласно принципам данного изобретения, значения скорости кровотока, вырабатываемые доплеровским процессором 28, передаются процессору 34 количественной оценки потока. Процессор количественной оценки потока функционирует, как описано ниже, для выработки меры скорости потока через регургитационное отверстие, объема потока через отверстие, и пространственного местоположения этого отверстия. Процессор количественной оценки потока может принимать входные данные с пользовательской панели 38 управления, такие как начальная оценка местоположения отверстия, как описано ниже. Выходные данные

процессора количественной оценки передаются графическому процессору 36 для воспроизведения выходных данных процессора на устройстве 40 отображения. Графический процессор 36 может также генерировать накладные графические элементы для отображения вместе с ультразвуковыми изображениями. Накладные графические элементы могут содержать стандартную идентификационную информацию, такую как имя пациента, дату и время данного изображения, параметры визуализации и т.п. Для этих целей графический процессор принимает входные данные от пользовательского интерфейса 38, такие как напечатанное имя пациента. Пользовательский интерфейс также соединен с контроллером 18 передачи для управления формированием ультразвуковых сигналов из массива 10' преобразователей и, следовательно, изображениями, формируемыми посредством массива преобразователей и ультразвуковой системы. Пользовательский интерфейс также соединен с устройством 44 многоплоскостного переформатирования для выбора и управления отображением многочисленных многоплоскостных переформатированных (MPR) изображений, которые могут быть использованы для количественной оценки потока регургитации на MPR изображениях согласно данному изобретению, как описано ниже.

Когда пользователь управляет пользовательским интерфейсом 38 для выполнения цветовой доплеровской визуализации (цветовой визуализации кровотока), скорости потока, полученные посредством процессора количественной оценки потока, согласуются процессором с диапазоном различных цветов. Цвета используются для окрашивания элементов изображения там, где происходит движение, с использованием цветов, соответствующих их значениям потока, таким как скорость потока. Процессор количественной оценки потока также вырабатывает индикатор используемых цветов и их соответствующий диапазон значений потока, который отображается вместе с ультразвуковым изображением. Обычно цветовой индикатор изображается в виде полосы различных цветов, расположенных в диапазоне между предельными значениями соответствующих им скоростей, обычно максимальной скорости в обоих направлениях относительно зонда (положительная и отрицательная скорости) и нулевой скорости или DC опорного значения. Графический процессор 36 затем обеспечивает отображение цветовой полосы рядом с цветовым изображением потока. Цветовое изображение потока является, таким образом, качественным отображением скоростей кровотока, где цвета указывают на то, являются ли скорости относительно высокими или низкими, и как они направлены относительно зонда.

Фиг. 2 и 3 иллюстрируют митральную регургитацию и использование технологии PISA для оценки потока регургитации. Митральный клапан представлен при 100 с отверстием 0, которое не полностью закрыто, и протекает, когда митральный клапан закрыт, а левый желудочек сокращается для накачивания крови. Поток регургитации проходит обратно в камеру левого предсердия, которая находится выше плоскости митрального клапана на фиг. 2 и ниже ее на фиг. 3. Технология PISA основана на допущении, что поток регургитации включает в себя кровь в зоне S приема в пределах области, ограниченной поверхностью 112, которая сходится в направлении протекающего отверстия, как показано посредством векторов V_1 , V_2 , V_3 и V_4 потока. Эта технология также основана на допущении, что все векторы потока будут иметь одинаковую скорость у поверхности 108, приближающейся к отверстию 0, изоскоростной поверхности, внутри которой находится зона конвергенции потока (FCR), где поток крови сходится для прохождения через отверстие 0. Скорость потока на внешних границах зоны приема является относительно низкой, но возрастает по величине, когда кровь приближается к отверстию и выбрасывается в левое предсердие. Проксимальный

выброс крови проявляется в высокоскоростной струе 101, называемой *vena-contracta*. Поскольку струя продолжается дальше в левый желудочек, она рассеивается в области 102 хаотического турбулентного потока. Область 102 турбулентного потока выглядит как мозаика различных цветов вследствие различия скоростей и направлений потока в турбулентности. Шкала этих цветов отображается для клиницистов в цветовой полосе 120, показанной справа от цветового изображения потока на фиг. 2. Стандартная цветочная полоса имеет центральный уровень, который является уровнем 0 нулевой скорости (DC). Как показано на чертеже, уровень нулевой скорости обычно окрашивается черным (BK), так как условия отсутствия потока не представляют

5 существенного интереса в данной процедуре. Выше уровня нулевой скорости находится спектр цветов в диапазоне от темно-красного (DR) до ярко-желтого (Y) к концу +V цветочной полосы. Конец +V является максимальной скоростью V для выбранной PRF, выше которой появляется эффект наложения спектров. Знак плюс у +V указывает на то, что поток цветов направлен к ультразвуковому зонду. Нижняя половина цветочной

10 полосы является подобной, устанавливая диапазон от темно-синих (DB) цветов до светло-синих (LB) цветов для потока в направлении от зонда. Нижний конец цветочной полосы подобным образом заканчивается у скорости -V, ниже которой появляется эффект наложения спектров. Цветочная полоса 120 сообщает пользователю, что скорости кровотока, не превышающие скорость V, будут точно представлены на изображении

15 посредством цветов полосы.

На фиг. 2 направление 110 луча указывает на центральный луч ультразвукового зонда, наведенный на митральный клапан сверху или снизу плоскости митрального клапана. Поскольку технология PISA требует идентификации изоскоростной поверхности одинаковой скорости с большой точностью для выполнения измерений

20 радиуса от поверхности до отверстия, желательно, чтобы клиницисты могли быстро и уверенно обнаруживать изоскоростную поверхность 108 на цветовом изображении кровотока.

Значения скорости потока, полученные посредством процессора 34 количественной оценки потока, относятся к диапазону цветов следующим образом. Скорости,

25 измеренные в обоих направлениях, сначала сегментируются в последовательность из 256 дискретных индексов скорости, от наивысшей отрицательной скорости (-V) через нулевую скорость до наивысшей положительной скорости (+V). 256 индексов скорости преобразуются в 256 различных RGB цветов цветочного спектра цветочной полосы 120 и используются соответствующим образом в цветочном доплеровском изображении

30 потока. Например, скорость -V может иметь значение индекса, равное 0, нулевое значение скорости может иметь значение индекса, равное 128, а скорость +V может иметь значение индекса, равное 256, последовательно. Фиг. 4 иллюстрирует диапазон скоростей потока [-V ... 0 ... +V], соответствующий дискретным значениям индекса [0 ... 128 ... 256], которые затем преобразуются в диапазон цветов [LB ... BK ... Y].

35 Дискретное соответствие скоростей означает, что значение индекса в последовательности [0 ... 128 ... 256] конкретного элемента изображения может использоваться в справочной таблице для поиска соответствующего цвета для элемента изображения. В этом примере скорость -V будет иметь значение индекса, равное 0, которое соответствует светло-синему цвету элемента изображения; скорость, равная

40 0, будет иметь значение индекса, равное 128, которое соответствует черному цвету элемента изображения; а скорость +V будет иметь значение индекса, равное 256, которое соответствует ярко-желтому цвету элемента изображения.

Согласно принципам данного изобретения, используется спектр цветов полосы

цветов, который демонстрирует характерный переход цвета у промежуточной скорости между концом спектра и уровнем нулевой скорости, пример которого показан на фиг. 5. В этом примере цветовая полоса 150 имеет два таких перехода, один выше уровня нулевой скорости и ее конца $+V$, а другой ниже уровня нулевой скорости и ее конца $-V$.

5 Пример фиг. 5 также использует ту же самую схему индексации, которая использовалась с цветовой полосой фиг. 4. Последовательность $[0 \dots 256]$ индексов используется два

10 раза, один раз для цветов выше уровня нулевой скорости, и, снова, для цветов ниже уровня нулевой скорости. Поскольку один и тот же спектральный диапазон цветов используется выше и ниже уровня нулевой скорости, один и тот же цвет выбирается в

15 обоих случаях. Значение индекса нулевой скорости, равное 128, будет опять соответствовать черному цвету, который опять находится в середине цветовой полосы, но также у концов полосы. Это обеспечивается так, чтобы отчетливый цветовой сдвиг от желтого цвета к светло-синему в промежуточном положении являлся наиболее

20 характерным в этом отображении. В этом примере самый яркий желтый цвет выбирается посредством значения 256 индекса, а самый светлый синий цвет выбирается посредством непосредственно примыкающего значения индекса, равного 0. Эта последовательность также является устойчивой к ошибкам вследствие эффекта наложения спектров, поскольку, если высокая положительная скорость циклически обернется, то она появится

25 в качестве высокой отрицательной скорости; цвет изменится с ярко-желтого на светло-синий, что является предполагаемым изменением в цвете.

Использование цветовой полосы фиг. 5 может обеспечиваться следующим образом. Клиницист устанавливает систему цветовой доплеровской визуализации кровотока для взятия замеров кровотока для получения максимальной скорости, равной заданной

30 скорости на изоскоростной поверхности 108. Например, заданная изо-скорость устанавливается равной 30 см в секунду. Эффект наложения спектров появится тогда при заданной частоте, которая находится у индексной точки перехода цвета от 256 к 0

35 или от 0 к 256. Поскольку переход происходит как в верхней, так и в нижней половинах цветовой полосы, характерный переход цвета произойдет независимо от направления потока и расположения зонда либо выше, либо ниже митрального клапана.

Другой вариант осуществления, который использует другую схему индексации, предусматривает, что клиницист должен установить скорость, при которой появляется

40 эффект наложения спектров, равную удвоенной заданной изо-скорости. Например, если заданная изо-скорость равна 25 см в секунду, то скорость V , при которой появляется эффект наложения спектров, устанавливается равной ± 50 см в секунду.

35 Затем измеряемые скорости упорядочиваются от 0 до 256 в обоих направлениях от $+V$ к $-V$ (или $-V$ к $+V$). Уровень нулевой скорости будет тогда соответствовать индексной точке 128, а уровни цветовых переходов будут тогда соответствовать индексным точкам 64 и 192, посередине цветовой полосы по обе стороны от уровня нулевой скорости. Этот вариант осуществления не основан на цветовом эффекте наложения спектров для

40 обеспечения характерных переходов цвета. В этом иллюстративном примере переход может быть от желтого цвета к светло-синему или от светло-синего цвета к желтому, в зависимости от направления струи. Оба перехода отчетливо укажут на изоскоростную поверхность.

В то время как иллюстративный пример фиг. 5 размещает точки перехода цвета

45 точно между центральным уровнем нулевой скорости и каждым концом цветовой полосы, понятно, что переход цвета может размещаться выше или ниже средней точки в каждой половине цветовой полосы. Необходимо только, чтобы переход цвета осуществлялся при скорости, которая находится в диапазоне скоростей, в котором

может появиться изоскоростная поверхность, а именно, в пределах скоростей в зоне приема, которые могут быть использованы в качестве скорости изоскоростной поверхности.

Пример фиг. 5 использует повторение цветовых спектров с точкой перехода цвета как выше, так и ниже уровня нулевой скорости. Цветовая полоса данного изобретения может использовать только половину области цветовой полосы, причем на другой половине полосы устанавливается произвольный цвет, как, например, черный, как показано на фиг. 6. В этом варианте осуществления цвет у точки перехода цвета будет изменяться от ярко-желтого цвета к светло-синему или от светло-синего цвета к ярко-желтому, в зависимости от направления струи по отношению к расположению зонда.

Фиг. 7 и 8 являются двумя примерами ультразвуковых изображений митральной регургитации, один - со стандартной цветовой полосой, а другой - с цветовой полосой с характерным переходом цвета согласно данному изобретению. Левые и правые изображения каждой фигуры являются двумя ортогональными двухпроекционными изображениями, которые пересекаются вдоль линии, проходящей через отверстие 0 протекающего клапана. При двухпроекционной визуализации две плоскости изображения поочередно сканируются посредством зонда 3D визуализации. Оба набора изображений показаны с черно-белой инверсией цвета изображений, чтобы помочь в визуализации посредством устранения обычно черного фона ультразвукового изображения. Это означает, что цвет нулевой скорости показан как белый в обоих наборах изображений, а характерные переходы цвета показаны как черные на фиг. 8. Стрелка, направленная вверх, в верхнем правом углу каждого ультразвукового отображения указывает на направление струи вверх, как на фиг. 2. На фиг. 7, где используется стандартная цветовая полоса 120, изоскоростная поверхность 108 находится где-то в последовательном изменении цветов в зоне приема непосредственно ниже плоскости 100 митрального клапана. В обоих двухпроекционных изображениях 172 и 174 точную, непрерывную изоскоростную поверхность различить трудно. Но на фиг. 8 изоскоростная поверхность различается как отчетливая черная линия 108 (отчетливая белая линия на обычных ультразвуковых изображениях без инверсии цвета) на обоих двухпроекционных изображениях 182 и 184. Кроме того, в текущем примере визуализации граница струи в предсердии выше плоскости 100 митрального клапана также отчетливо отмечена, как видно посредством отчетливых черных линий 114 и 116 на двух изображениях, обеспечивая возможность клиницисту легко обнаруживать область и размер струи в предсердии.

Цветовая полоса с характерным переходом цвета данного изобретения может быть полезной в любом применении цветовой доплеровской визуализации, где необходимо идентифицировать линию или поверхность постоянной скорости.

(57) Формула изобретения

1. Диагностическая ультразвуковая система, которая формирует цветовые изображения скорости потока или движения, содержащая:

ультразвуковой зонд, имеющий массив преобразователей для передачи ультразвуковой энергии и приема ультразвуковых эхо-сигналов от местоположения, содержащего движущуюся ткань или текучую среду;

доплеровский процессор, чувствительный к принимаемым эхо-сигналам, для выработки доплеровских измерений скорости ткани или скорости кровотока;

процессор количественной оценки движения, чувствительный к доплеровским измерениям скорости, который преобразует измерения скорости во множество

различных цветов для цветового доплеровского изображения;

графический процессор, чувствительный к различным цветам, который вырабатывает цветовой индикатор для отображения вместе с цветовым доплеровским изображением, причем цветовой индикатор имеет конечный уровень скорости и опорный уровень для нулевой скорости, причем цвета цветового индикатора выполнены с возможностью демонстрации отчетливого перехода цвета в точке между опорным уровнем и конечным уровнем скорости, причем отчетливый переход цвета соответствует скорости из диапазона скоростей, в котором отображается изоскоростная поверхность на цветовом доплеровском изображении; и

устройство отображения, соединенное с графическим процессором и процессором количественной оценки движения, которое отображает цветное доплеровское изображение вместе с цветовым индикатором,

причем цвета как у конечного уровня скорости, так и у опорного уровня являются цветами нулевой скорости.

2. Диагностическая ультразвуковая система по п. 1, в которой цветовой индикатор дополнительно содержит цветовую полосу, имеющую множество различных цветов, изменяющихся от одного конца полосы к цвету нулевой скорости.

3. Диагностическая ультразвуковая система по п. 2, в которой цветовая полоса дополнительно содержит множество различных цветов, постепенно изменяющихся от цвета нулевой скорости к отчетливому переходу цвета, и множество различных цветов, постепенно изменяющихся от отчетливого перехода цвета к концу цветовой полосы.

4. Диагностическая ультразвуковая система по п. 3, в которой отчетливый переход цвета соответствует скорости, подлежащей идентификации в цветовом изображении потока, и дополнительно содержащая:

пользовательское устройство управления, управляемое пользователем для выбора скорости, подлежащей идентификации, посредством отчетливого перехода цвета.

5. Диагностическая ультразвуковая система по п. 1, в которой цветовой индикатор дополнительно содержит цветовую полосу, имеющую множество различных цветов, изменяющихся от одного конца полосы к другому, причем цвет нулевой скорости размещен между двумя концами.

6. Диагностическая ультразвуковая система по п. 5, в которой отчетливый переход цвета расположен между цветом нулевой скорости и одним концом полосы, и дополнительно содержащая:

второй отчетливый переход цвета, расположенный между цветом нулевой скорости и другим концом полосы.

7. Диагностическая ультразвуковая система по п. 1, в которой цвета цветового индикатора дополнительно выполнены с возможностью демонстрации отчетливого перехода цвета у точек между опорным уровнем и конечным уровнем скорости, где появляется эффект наложения спектров.

8. Диагностическая ультразвуковая система по п. 7, в которой цветовой индикатор дополнительно содержит цветовую полосу, имеющую два конца;

в которой отчетливый переход цвета расположен в точке скорости появления эффекта наложения спектров между цветом нулевой скорости и одним концом полосы, и дополнительно содержащая:

второй отчетливый переход цвета, расположенный во второй точке скорости появления эффекта наложения спектров между цветом нулевой скорости и другим концом полосы.

9. Диагностическая ультразвуковая система по п. 8, в которой цвета в концах цветовой

полосы дополнительно содержат цвета нулевой скорости.

10. Диагностическая ультразвуковая система по п. 7, в которой отчетливый переход цвета соответствует скорости, подлежащей идентификации в цветовом изображении потока, и дополнительно содержащая:

5 пользовательское устройство управления, управляемое пользователем для выбора скорости, за которой появляется эффект наложения спектров.

11. Диагностическая ультразвуковая система по п. 10, в которой настраиваемая форма области скорости потока содержит одно из параболической формы, уплощенной округлой формы, параболоида или сплющенного сфероида.

10 12. Диагностическая ультразвуковая система по п. 1, в которой ультразвуковая система дополнительно выполнена с возможностью измерения митральной регургитации; и

15 в которой отчетливый переход цвета используется для идентификации изоскоростной поверхности в цветовом доплеровском изображении для использования в измерении митральной регургитации.

13. Диагностическая ультразвуковая система по п. 12, в которой отчетливый переход цвета идентифицирует изоскоростную поверхность посредством отчетливо яркой или темной линии во множестве постепенно изменяющихся цветов.

20 14. Диагностическая ультразвуковая система по п. 13, в которой отчетливый переход цвета дополнительно идентифицирует границу регургитационной струи в цветовом доплеровском изображении на основании изоскоростной поверхности.

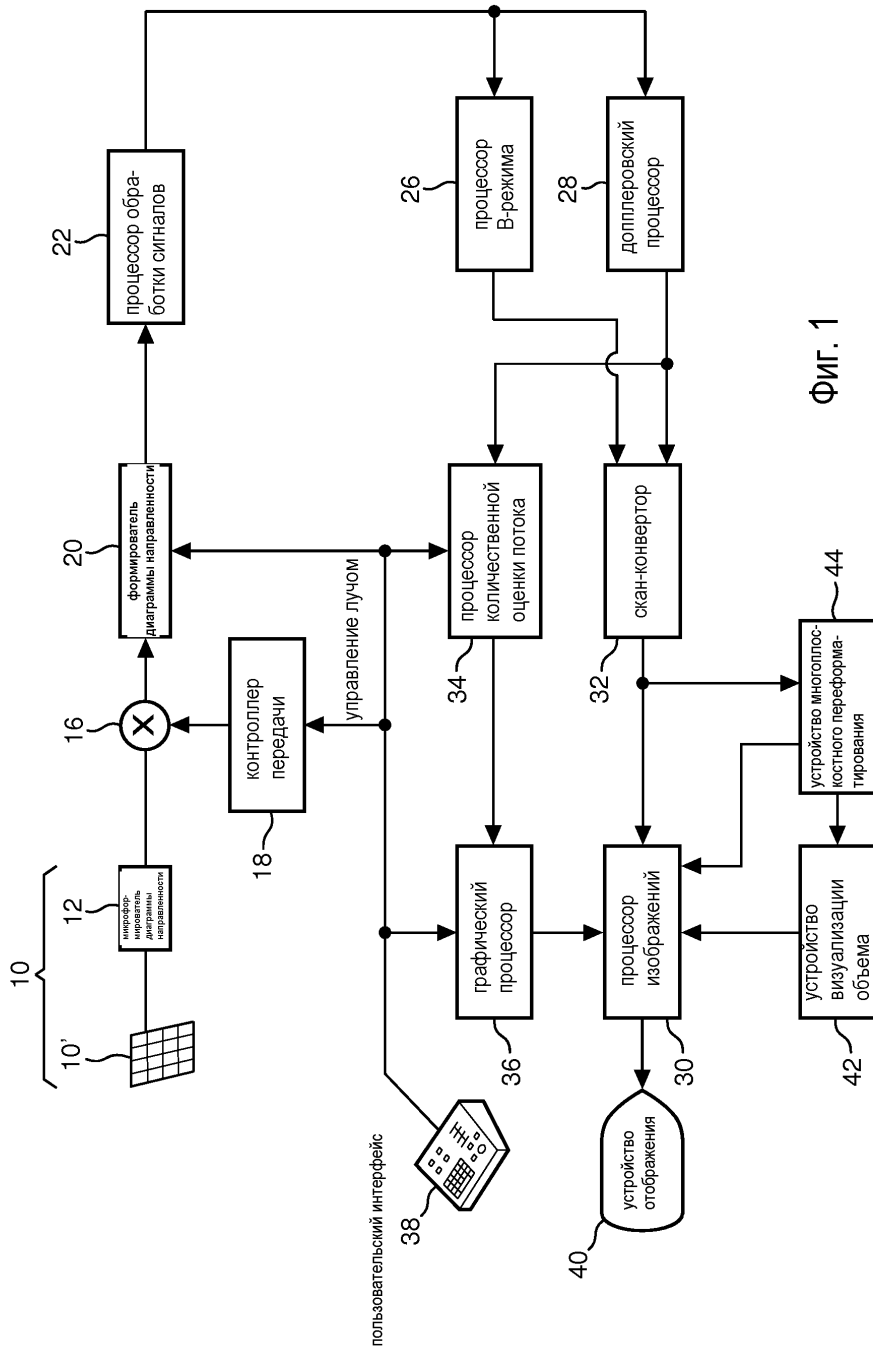
25

30

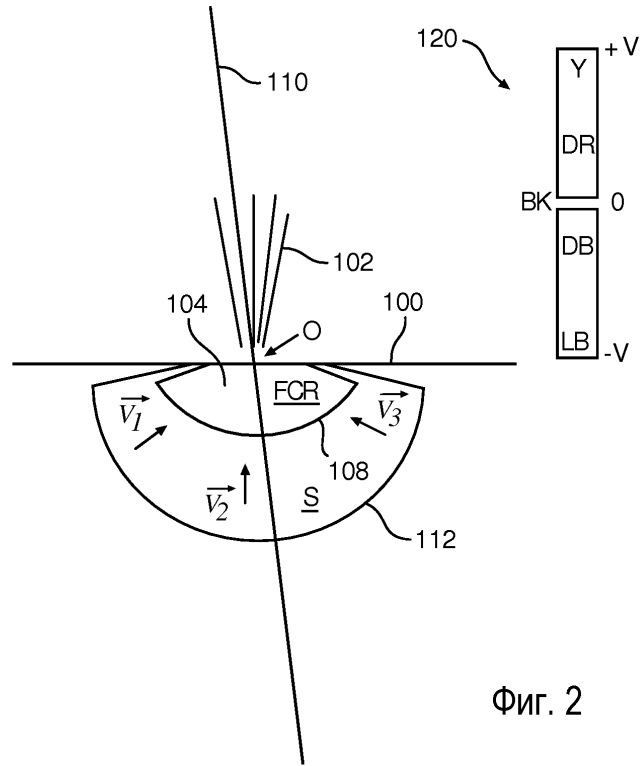
35

40

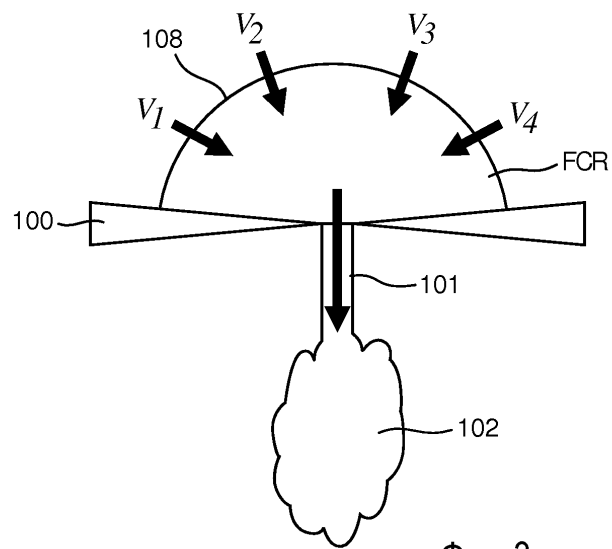
45



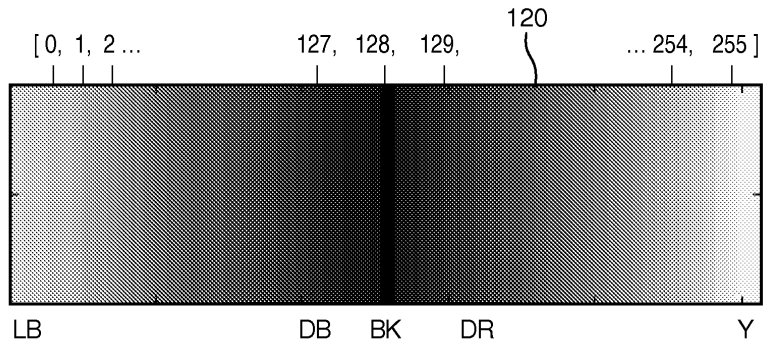
ФИГ. 1



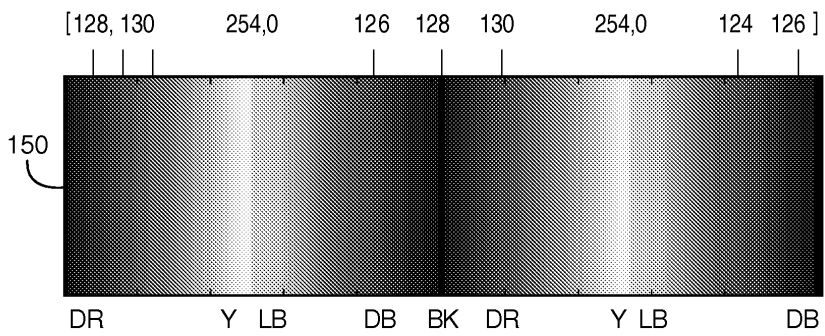
Фиг. 2



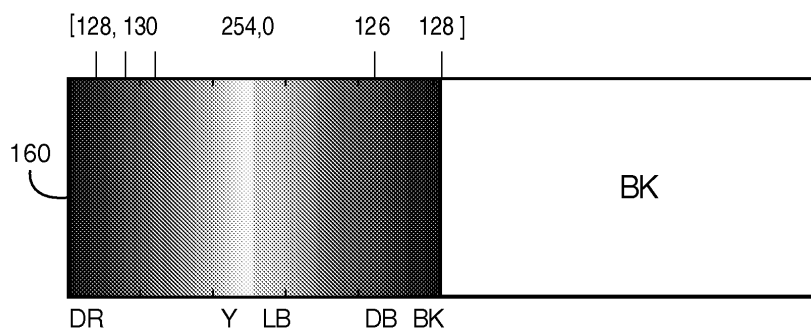
Фиг. 3



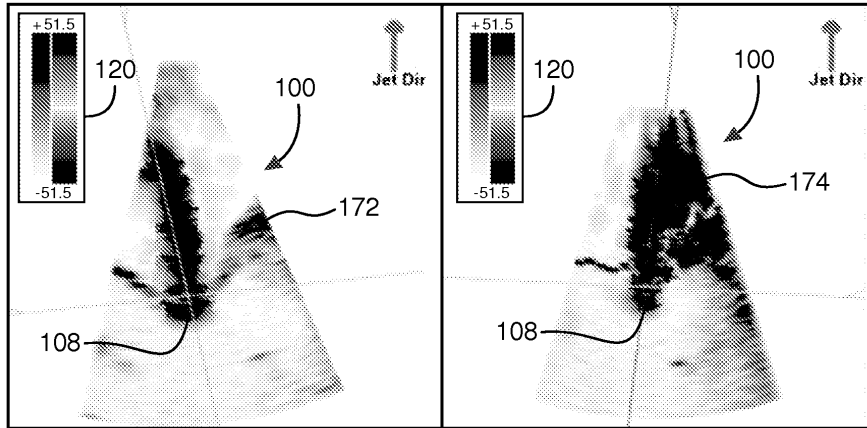
Фиг. 4



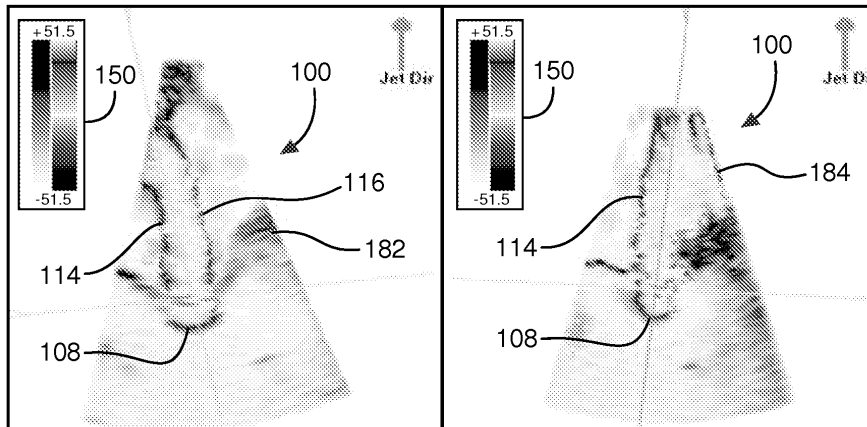
Фиг. 5



Фиг. 6



Фиг. 7



Фиг. 8