



(51) МПК

G06T 5/50 (2006.01)*G06K* 9/36 (2006.01)*A61B* 6/03 (2006.01)

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2012108221/08, 06.07.2010

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
06.07.2010

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
06.08.2009 US 61/231,702

(43) Дата публикации заявки: 10.10.2013 Бюл. № 28

(45) Опубликовано: 10.05.2015 Бюл. № 13

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: US 2005/0265523 A1, 01.12.2005. US 7339174 B1, 04.03.2008. US 2008/0009717 A1, 10.01.2008. WO 2008/021671 A2, 21.02.2008. US 2008/0237473 A1, 02.10.2008. US 2008/0089468 A1, 17.04.2008. RU 2349932 C2, 20.03.2009. RU 2298887 C2, 10.05.2007

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: 06.03.2012

(86) Заявка РСТ:
IB 2010/053093 (06.07.2010)(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2011/015957 (10.02.2011)

Адрес для переписки:

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

(72) Автор(ы):

САУАРДС-ЭММЕРД Дэвид (NL),
НОРТМАНН Чарльз (NL),
ХАНСИС Эберхард (NL),
ГРАСС Михаэль (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС
ЭЛЕКТРОНИКС Н.В. (NL)

(54) СПОСОБ И УСТРОЙСТВО ДЛЯ ФОРМИРОВАНИЯ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ГЕОМЕТРИЙ СО СМЕЩЕННЫМ ДЕТЕКТОРОМ

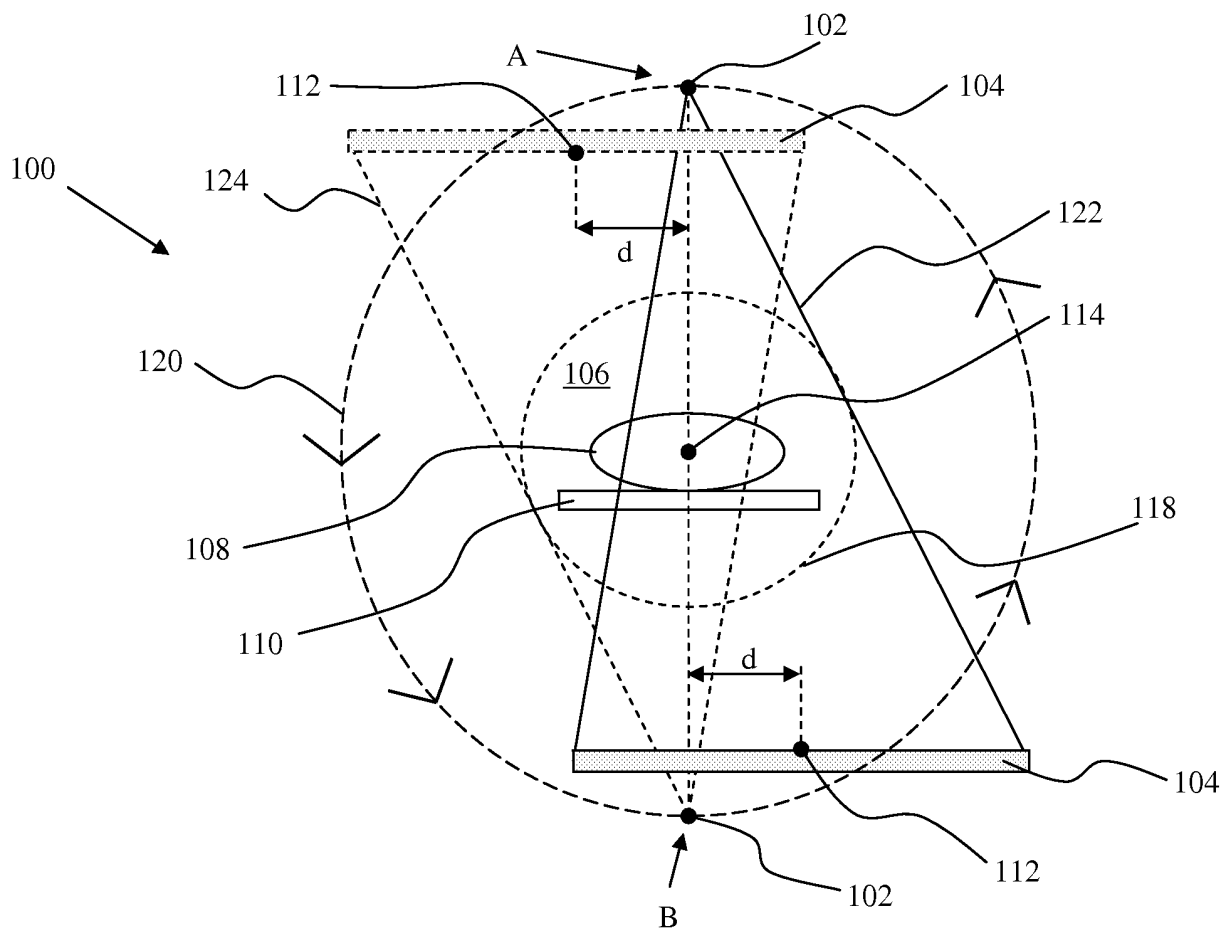
(57) Реферат:

Изобретение относится к системам визуализации медицинских данных. Техническим результатом является повышение точности реконструкции изображения всего визуализируемого объекта, за счет осуществления реконструкции изображения объекта, полученного посредством сбора данных визуализации от детектора, смещенного от центра вращения. Предложен способ формирования медицинского изображения объекта с

использованием медицинского устройства визуализации, содержащего детектор. Способ содержит этап, на котором сдвигают детектор в течение сбора данных визуализации, начиная от первого смещенного положения, в котором детектор смещен от центра вращения и охватывает приблизительно первую половину ширины объекта, так чтобы детектор находился во втором смещенном положении в заключение сбора данных, причем второе смещенное

положение отличается от первого смещенного положения. Причем во втором смещенном положении детектор смещен от центра вращения и охватывает, в основном, оставшуюся половину ширины объекта, которая не была охвачена детектором в первом смещенном положении.

Далее, согласно способу, собирают данные визуализации с помощью детектора и реконструируют их для получения реконструированного изображения объекта. 2 н. и 6 з.п. ф-лы, 22 ил.



Фиг. 1

RU 2550542 C2

RU 2550542 C2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(51) Int. Cl.
G06T 5/50 (2006.01)
G06K 9/36 (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01)

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**(21)(22) Application: **2012108221/08, 06.07.2010**(24) Effective date for property rights:
06.07.2010

Priority:

(30) Convention priority:
06.08.2009 US 61/231,702(43) Application published: **10.10.2013 Bull. № 28**(45) Date of publication: **10.05.2015 Bull. № 13**(85) Commencement of national phase: **06.03.2012**(86) PCT application:
IB 2010/053093 (06.07.2010)(87) PCT publication:
WO 2011/015957 (10.02.2011)

Mail address:

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

(72) Inventor(s):

**SAUARDS-EhMMERD Dehvid (NL),
NORTMANN Charl'z (NL),
KhANSIS Ehberkhard (NL),
GRASS Mikhaehl' (NL)**

(73) Proprietor(s):

**KONINKLEJKE FILIPS EhLEKTRONIKS
N.V. (NL)**(54) **METHOD AND DEVICE FOR SHAPING COMPUTER TOMOGRAPHIC IMAGES USING GEOMETRIES WITH OFFSET DETECTOR**

(57) Abstract:

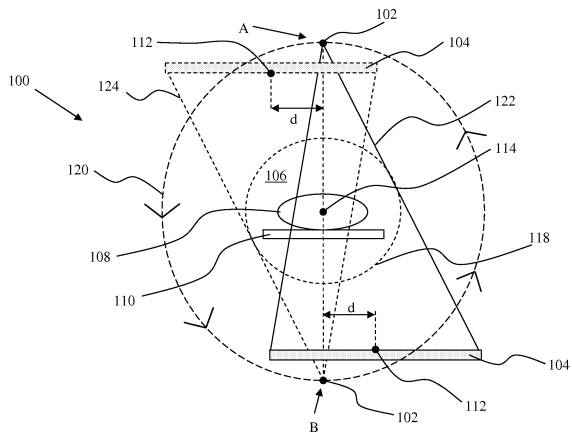
FIELD: measurement equipment.

SUBSTANCE: invention relates to visualisation systems of medical data. The invention proposes a method for shaping a medical image of an object using a medical visualisation device containing a detector. The method involves a step, at which the detector is offset during collection of visualisation data, starting from the first offset position, in which the detector is offset from the centre of rotation and covers approximately the first half of the object width so that the detector can be located in the second offset position at the end of collection of data; with that, the second offset position differs from the first offset position. When in the second offset position, the detector is offset from the centre of rotation and covers mainly the rest half of the object width, which was not covered by the detector in the first offset position. Further, according to the method, visualisation data is collected by means of the detector and reconstructed to obtain the

reconstructed object image.

EFFECT: improvement of accurate reconstruction of an image of the whole visualised object due to reconstruction of the object image obtained by collection of visualisation data from the detector offset from the centre of rotation.

8 cl, 22 dwg



Фиг. 1

RU 2550542 C2

RU 2550542 C2

Настоящая заявка относится, в общем, к области медицинской визуализации. В частности, настоящая заявка предлагает способы и устройства для формирования предварительных сканированных изображений методом компьютерной томографии (КТ-изображений) и реконструкции КТ-изображений и комбинированных изображений, полученных методом рентгеновской и однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (SPECT-визуализации). Предмет заявки находит применение, по меньшей мере, при КТ-визуализации и другой рентгеновской визуализации и комбинированной рентгеновской и SPECT-визуализации и поясняется ниже с конкретными ссылками на упомянутые виды визуализации. Однако предмет заявки находит также более общее применение при других способах визуализации и в других областях техники, например, в позитронной эмиссионной томографии (ПЭТ).

Обычное устройство КТ-визуализации содержит рентгеновский источник и рентгеночувствительный детектор, расположенные с противоположных сторон от области исследования. Пациент или другой объект, подлежащий обследованию, помещается в области исследования на подходящей опоре. Источник излучает рентгеновское излучение, которое пересекает область исследования и регистрируется детектором по мере того, как источник и детектор поворачиваются вокруг центра вращения. Устройство КТ-визуализации, допускающее применение геометрии со смещенным детектором, содержит рентгеновский источник и рентгеночувствительный детектор, который, в некоторых конфигурациях, может быть поперечно смещенным от центра вращения в трансаксиальной плоскости. Упомянутые устройства КТ-визуализации с геометрией со смещенным детектором могут потребоваться вследствие того, что данные устройства обеспечивают увеличение поля обзора или допускают использование детектора меньшего размера и, следовательно, меньшей стоимости.

Устройства КТ-визуализации с возможностями смещенной геометрии допускают исполнение с возможностью предоставления пользователю выбора расстояния, на которое источник и/или детектор смещают от центра вращения, из диапазона доступных расстояний смещений. Таким образом, смещение рентгеновского источника и/или детектора можно изменять или регулировать соответственно конкретному пациенту или конкретной процедуре медицинской визуализации. Кроме того, устройства КТ-визуализации со смещенной геометрией могут предусматривать регулировку смещения в течение процедур медицинской визуализации или между ними. Например, смещение источника или детектора можно непрерывно изменять в течение процедуры визуализации. В соответствии с данными устройствами, конкретную процедуру медицинской визуализации (или участок процедуры медицинской визуализации) можно также выполнять в положении первоначального смещения. Затем последующие процедуры медицинской визуализации (или участки процедур медицинской визуализации) можно выполнять в разных положениях смещения.

Существует потребность в создании способа и устройства для формирования полных предварительных сканированных изображений с помощью устройств КТ-визуализации с геометриями со смещенным детектором. Кроме того, существует потребность в создании способа и устройства для увеличения реконструируемого поля обзора для устройств КТ-визуализации с геометриями со смещенным детектором. Существует также потребность в создании способа и устройства для визуализации области интереса и всего тела с помощью устройств КТ-визуализации с геометриями со смещенным детектором. Существует также потребность в создании системы визуализации для комбинированной рентгеновской и однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (SPECT) визуализации.

Аспекты настоящего изобретения направлены на решение приведенных и других вопросов. В соответствии с одним аспектом настоящего изобретения, предлагаются способ и устройство для формирования полного предварительного сканированного изображения визуализируемого объекта с помощью устройств КТ-визуализации, имеющих геометрии со смещенным детектором.

В соответствии с другим аспектом настоящего изобретения, предлагаются способ и устройство для увеличения реконструируемого поля обзора устройств КТ-визуализации, имеющих геометрии со смещенным детектором, посредством формирования объединенного набора данных на основании, по меньшей мере, пары операций сбора данных, проводимых с разными смещениями детекторов.

В соответствии с другим аспектом настоящего изобретения, предлагаются способ и устройство для реконструкции изображения зоны интереса с помощью устройств КТ-визуализации, имеющих геометрии со смещенным детектором, посредством непрерывного изменения смещения детектора в течение сбора данных сканирования (например, сбора данных с 180-градусным поворотом). В соответствии с другим аспектом настоящего изобретения, предлагаются способ и устройство для реконструкции изображения всего тела визуализируемого объекта с помощью устройств КТ-визуализации, имеющих геометрии со смещенным детектором, путем формирования комбинированного набора данных на основе, по меньшей мере, пары операций сбора данных сканирования в неполном диапазоне углов, с разными смещениями детекторов.

В соответствии с другим аспектом настоящего изобретения, предлагается устройство для комбинированной рентгеновской и СПЕКТ-визуализации, содержащее рентгеновский источник, рентгеновский детектор и две гамма-камеры для СПЕКТ-визуализации на общем поворотном гентри. В соответствии с другим аспектом настоящего изобретения, предлагается устройство для комбинированной рентгеновской и СПЕКТ-визуализации, содержащее рентгеновский источник, рентгеновский детектор и две гамма-камеры для СПЕКТ-визуализации на первой шарнирной раме, которая закреплена с возможностью поворота на второй шарнирной раме.

Дополнительные аспекты настоящего изобретения станут очевидными специалистам со средним уровнем компетентности в данной области техники после прочтения и изучения нижеследующего подробного описания. Многочисленные дополнительные преимущества и выгоды станут очевидными специалистам со средним уровнем компетентности в данной области техники после прочтения и изучения нижеследующего подробного описания предпочтительных вариантов осуществления.

Изобретение может быть выражено посредством различных компонентов и схем расположения компонентов и различных операций способа и схем расположения операций способа. Чертежи предназначены только для пояснения предпочтительных вариантов осуществления и не подлежат толкованию в смысле ограничения изобретения.

Фигура 1 - трансаксиальное изображение геометрии сбора КТ-данных со смещенным детектором в соответствии с вариантом осуществления изобретения, с источником и детектором, показанным в двух противоположных положениях.

Фигура 2 - система визуализации в соответствии с вариантом осуществления изобретения.

Фигура 3 - схема примерного способа получения предварительного сканированного изображения в соответствии с вариантом осуществления изобретения.

Фигура 4А - схематическое изображение первого прохода по всему визуализируемому объекту, с детектором в первом смещенном положении.

Фигура 4В - схематическое изображение второго прохода по всему визуализируемому

объекту, с детектором во втором смещенном положении.

Фигура 4С - схематическое изображение полного предварительного сканированного изображения, сформированного посредством объединения предварительных сканированных изображений из первого и второго проходов.

5 Фигура 5 - изображение реконструкции субобъемов КТ-визуализации с коническим пучком, с использованием круговой траектории сбора данных.

Фигура 6 - схема примерного способа увеличения реконструируемого объема устройства КТ-визуализации со смещенной геометрией.

10 Фигура 7 - схематическое изображение первого сбора данных с 360-градусным поворотом, с детектором в первом смещенном положении.

Фигура 8 - схематическое изображение данных изображения, собранных в течение сбора данных с 360-градусным поворотом, изображенного на фигуре 7.

15 Фигура 9 - схематическое изображение второго сбора данных с 360-градусным поворотом, с детектором во втором смещенном положении с противоположной стороны от объекта, в сравнении со смещением детектора при первом сборе данных с 360-градусным поворотом.

Фигура 10 - схематическое изображение данных изображения, собранных в течение первого сбора данных с 360-градусным поворотом и второго сбора данных с 360-градусным поворотом.

20 Фигура 11 - схематическое изображение поля обзора обычного устройства КТ-визуализации с расположенным по центру детектором, который не охватывает всю ширину визуализируемого объекта.

Фигура 12 - схематическое изображение поля обзора устройства КТ-визуализации с детектором в смещенном положении с поперечным сдвигом.

25 Фигура 13 - схема примерного способа реконструкции изображения области интереса внутри визуализируемого объекта.

Фигура 14 - схематическое изображение данных изображения, собранных в процессе исполнения способа визуализации области интереса, представленного на фигуре 13.

30 Фигура 15 - схема примерного способа реконструкции изображения всего объекта на основании данных, собранных на основании пары операций сбора данных сканирования в неполном диапазоне углов.

Фигура 16 - схематическое изображение первого сбора данных сканирования в неполном диапазоне углов, с детектором в первом смещенном положении.

35 Фигура 17 - схематическое изображение второго сбора данных сканирования в неполном диапазоне углов, с детектором во втором смещенном положении с противоположной стороны от объекта, в сравнении со смещением детектора в течение первого сбора данных сканирования в неполном диапазоне углов.

40 Фигура 18 - схематическое изображение данных изображения, собранных в течение первого сбора данных сканирования в неполном диапазоне углов и второго сбора данных сканирования в неполном диапазоне углов, представленных на фигурах 16 и 17.

Фигура 19 - вид спереди комбинированной системы рентгеновской и СПЕКТ-визуализации в вертикальном разрезе в соответствии с вариантом осуществления изобретения; и

45 фигура 20 - вид сбоку комбинированной системы рентгеновской и СПЕКТ-визуализации в неполном диапазоне углов, представленной на фигуре 19.

На фигуре 1 представлено трансаксиальное изображение показанной в качестве примера геометрии 100 со смещенным детектором для устройства визуализации в

соответствии с вариантом осуществления изобретения. Геометрия 100 со смещенным детектором содержит рентгеновский источник 102, например, рентгеновскую трубку, и рентгеночувствительный детектор 104, например, детекторную решетку с плоской чувствительной поверхностью, проходящую в поперечном и осевом направлениях.

5 Опора 110 объекта поддерживает обследуемый объект 108 в области 106 исследования. Центр 112 детектора в детекторе 104 в показанной в качестве примера геометрии 100 со смещенным детектором поперечно сдвинут или смещен от центра 114 вращения в трансаксиальной плоскости на расстояние «d».

Рентгеновский источник 102 и рентгеночувствительный детектор 104 поворачиваются
10 вокруг центра 114 вращения в течение некоторых процедур визуализации. Источник 102 и детектор 104 обычно установлены на поворотном гентри (не показанном) для поворота вокруг области 106 исследования. Показанная в качестве примера траектория 120 сбора данных для источника 102 показана штриховой окружностью на фигуре 1. Однако в некоторых вариантах осуществления источник 102 и детектор 104 могут
15 оставаться в постоянном угловом положении в то время, пока объект 108 перемещают и/или поворачивают для выборки требуемых углов. В течение других процедур визуализации источник 102 и детектор 104 могут проходить по всему визуализируемому объекту 108 в продольном направлении.

Как показано на фигуре 1, показанная в качестве примера геометрия 100 со
20 смещенным детектором характеризуется поперечным полем 118 обзора («FOV»). На фигуре 1 рентгеновский источник 102 и детектор 104 в показанной в качестве примера геометрии 100 со смещенным детектором показаны в двух противоположных положениях в трансаксиальной плоскости, в положении А, обозначенном сплошными линиями, и в положении В, обозначенном пунктирными линиями. В показанном
25 положении А источника источник 102 расположен над объектом 108, и детектор 104 расположен под объектом 108. В положении В источника рентгеновский источник 102 и детектор 104 повернуты на 180 градусов вокруг центра 114 поворота из положения А, и поэтому источник расположен под объектом 108. Как показано на фигуре 1, центр 112 детектора смещен от центра 114 поворота в трансаксиальной плоскости на
30 расстояние «d» в обоих положениях. Как также показано на фигуре 1, источник 102 формирует конус 122 излучения в положении А источника и перекрывающийся конус 124 излучения в положении В источника.

Степень перекрытия конусов 122 и 124 можно изменять изменением расстояния «d»
35 между центром 112 детектора и центром 114 вращения. Уменьшение расстояния «d» уменьшает размер поперечного FOV (поля обзора) 118. И наоборот, увеличение расстояния «d» увеличивает размер поперечного FOV (поля обзора) 118.

Рентгеновский источник 102 и/или детектор 104 могут быть смещены от центра 114
вращения в трансаксиальной плоскости на различные расстояния «d» в разных вариантах осуществления настоящего изобретения. Таким образом, смещение рентгеновского
40 источника 102 и/или детектора 104 можно изменять или регулировать соответственно конкретному пациенту или конкретной процедуре медицинской визуализации. В некоторых вариантах осуществления настоящего изобретения смещение рентгеновского источника 102 и/или детектора 104 можно регулировать в течение процедур медицинской визуализации или между ними. Например, смещение источника 102 и/или детектора 104
45 можно непрерывно изменять в течение процедуры визуализации. Конкретную процедуру медицинской визуализации (или участок процедуры медицинской визуализации) можно также выполнять с первоначальным смещением источника 102 и/или детектора 104. Затем последующие процедуры медицинской визуализации (или участки процедур

медицинской визуализации) можно выполнять с разными расстояниями смещения.

Детектор 104 можно сдвигать для изменения размера поперечного FOV (поля обзора) 118 с помощью любого подходящего средства. Например, детектор 104 можно перемещать в различных направлениях относительно поворотного гентри и центра 114 вращения либо вручную, при участии пользователя, либо механическим приводом. Детектор можно сдвигать линейно, что полезно при плоскопанельном детекторе, или поворотно, что полезно при криволинейном детекторе. Хотя приведенная показанная в качестве примера геометрия 100 со смещенным детектором содержит центрированный источник и смещенный детектор, следует понимать, что предполагается возможность применения дополнительных геометрий устройств КТ-визуализации, которые содержат смещенный источник или смещенный источник и смещенный детектор.

Хотя фигуры и описание обращают внимание на применение плоскопанельных детекторов, возможно также использование детекторов в форме дуги или детекторов, имеющих другие формы. Кроме того, хотя фигуры и описание обращают внимание на систему КТ, в которой источник 102 является точечным источником, предполагается возможность других альтернатив. Например, источник 102 может быть линейным источником. Возможно также применение источников гамма- и другого излучения. Можно также обеспечить несколько источников 102 и детекторов 104, при этом соответствующие наборы источников и детекторов могут быть смещены по углу и/или продольно один относительно другого.

На фигуре 2 изображена система 200 КТ-визуализации, пригодная для применения с вышеописанной показанной в качестве примера геометрией 100 со смещенным детектором. Система 200 КТ-визуализации содержит систему 202 сбора КТ-данных, блок 204 реконструкции, процессор 206 изображений, пользовательский интерфейс 208 и устройство 210 пользовательского ввода. Система 202 сбора КТ-данных содержит источник 102 и детектор 104, которые установлены на поворотном гентри 212 для поворота вокруг области исследования. Предполагается возможность использования диапазонов круговой выборки или другой угловой выборки, а также аксиальной, спиральной, кольцевой и линейной, седлообразной или других требуемых траекторий сканирования. Вариант осуществления системы 200 КТ-визуализации, представленный на фигуре 2, содержит привод 214, например, микрошаговый двигатель, который обеспечивает требуемое усилие, необходимое для перемещения источника 102 и/или детектора 104.

Блок 204 реконструкции реконструирует данные, сформированные системой 202 сбора данных, с использованием методов реконструкции для формирования объемных данных, характеризующих визуализируемый объект. Процессор 206 изображения обрабатывает объемные данные, по требованию, например, для отображения требуемым образом на пользовательском интерфейсе 208, который может содержать, по меньшей мере, одно устройство вывода, например, монитор и принтер.

Пользовательский интерфейс 208, который предпочтительно выполнен с использованием программных команд, исполняемых универсальным или другим компьютером, для обеспечения графического пользовательского интерфейса («GUI»), позволяет пользователю управлять или иначе взаимодействовать с системой 200 визуализации, например, посредством выбора требуемой конфигурации или размеров FOV (поля обзора), запуска и/или прекращения сканирования, выбора требуемых протоколов сканирования или реконструкции, манипулирования объемными данными и т.п.

Устройство 210 пользовательского ввода, имеющее рабочее соединение с

пользовательским интерфейсом 208, управляет работой системы 202 сбора КТ-данных, например, для выполнения требуемого протокола сканирования, позиционирования, по желанию, детектора 104 и/или источника 102 для обеспечения требуемого FOV (поля обзора) и т.п.

5 I. Формирование предварительного сканированного изображения

Один из аспектов настоящего изобретения относится, в общем, к способу и устройству для формирования полного предварительного КТ-изображения с помощью устройств КТ-визуализации, имеющих геометрии со смещенным детектором. Предварительные КТ-изображения можно использовать в качестве средства поддержки планирования
10 процедур КТ-визуализации, средства диагностики или для других применений. Устройства КТ-визуализации со смещенными геометриями могут создавать затруднения формированию предварительных КТ-изображений обычным образом. Смещенные геометрии упомянутых устройств КТ позволяют охватывать только участок визуализируемого объекта в одной проекции.

15 Примерный способ 300 формирования предварительного сканированного изображения в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения представлен на фигуре 3. Примерный способ 300 формирует предварительное сканированное изображение с использованием данных проекций, полученных из устройств КТ-визуализации с геометрией со смещенным детектором. Как показано на фигуре 1,
20 показанная в качестве примера смещенная геометрия 100 содержит рентгеновский источник 102 с коническим пучком и рентгеночувствительный детектор 104. Опора 110 объекта поддерживает обследуемый объект 108 в области 106 исследования. Центр 112 детектора в детекторе 104 в показанной в качестве примера геометрии 100 со смещенным детектором смещен от центра 114 вращения. Детектор 104 может быть смещен от центра
25 114 вращения в трансаксиальной плоскости на различные расстояния «d».

На этапе 302 систему 200 КТ-визуализации используют для выполнения первого прохода по всему визуализируемому объекту 108, с детектором 104 в первом смещенном положении. При выполнении данного прохода по всему визуализируемому объекту 108 рентгеновский источник 102 и детектор 104 не поворачивают вокруг
30 визуализируемого объекта 108. Вместо этого, как показано на фигуре 4А, детектор 104 и источник 102 (не показанный) проходят вдоль визуализируемого объекта 108 в продольном направлении Z от положения 410 в положение 420. В течение прохода по всему визуализируемому объекту 108 сопровождается позиционная информация, относящаяся к местоположению детектора 104 относительно визуализируемого объекта
35 108. Например, положение опоры 110 объекта можно использовать в качестве вспомогательного показателя положения объекта 108 на опоре 110.

Хотя на фигуре 4А показано, что детектор 104 перемещается относительно визуализируемого объекта 108, однако в дополнительных вариантах осуществления визуализируемый объект 108 можно перемещать относительно рентгеновского
40 источника 102 и детектора 104. В различных вариантах осуществления изобретения детектор 104 проходит от переднего конца к заднему концу визуализируемого объекта 108. Однако в других вариантах осуществления детектор 104 проходит от заднего конца к переднему концу визуализируемого объекта 108. В дополнительных вариантах осуществления детектор 104 может проходить по всему визуализируемому объекту в
45 боковом направлении.

Как показано на фигуре 4А, детектор 104 установлен со смещением в течение первого прохода на этапе 302 таким образом, что детектор обычно охватывает, по меньшей мере, половину ширины визуализируемого объекта 108. В дополнительных вариантах

осуществления детектор 104 можно устанавливать со смещением на различные расстояния в течение первого прохода на этапе 302. Первый проход на этапе 302 формирует первое предварительное сканированное изображение 304, по меньшей мере, половины визуализируемого объекта 108.

5 На этапе 306 систему 200 КТ-визуализации используют для выполнения второго прохода по всему визуализируемому объекту 108, с детектором 104 во втором смещенном положении. Для второго прохода на этапе 306 детектор 104 сдвигают в другую сторону от визуализируемого объекта 108 в сравнении с положением детектора 104 для первого сканирования на этапе 302. Упомянутый сдвиг можно выполнить либо
10 поперечным сдвигом детектора 104 относительно визуализируемого объекта 108 или поворотом детектора 104 в плоскости, параллельной опоре 110 объекта и визуализируемому объекту 108, на 180 градусов. Как показано на фигуре 4В, детектор 104 и источник 102 (не показанный) проходят вдоль визуализируемого объекта 108 в продольном направлении Z от положения 430 в положение 440.

15 Как показано на фигуре 4В, детектор 104 установлен со смещением в течение второго прохода на этапе 306 таким образом, что детектор обычно охватывает половину ширины визуализируемого объекта 108, которая не была охвачена при первом проходе на этапе 302, а также область перекрытия. В дополнительных вариантах осуществления детектор 104 можно смещать на различные расстояния смещения при втором проходе
20 на этапе 306. Второй проход на этапе 306 формирует второе предварительное сканированное изображение 308, по меньшей мере, половины визуализируемого объекта 108. В дополнительных вариантах осуществления настоящего изобретения можно выполнять, по меньшей мере, два прохода с детектором 104 в разных смещенных положениях в течение каждого упомянутого прохода.

25 На этапе 310 первое предварительное сканированное изображение 304 и второе предварительное сканированное изображение 308 объединяют для формирования окончательного предварительного сканированного изображения 312 визуализируемого объекта 108. На фигуре 4С показано показанное в качестве примера полное предварительное сканированное изображение 460. В различных вариантах
30 осуществления первое предварительное сканированное изображение 304 и второе предварительное сканированное изображение 308 можно объединять с использованием, по меньшей мере, какого-либо одного из нескольких разных способов. Например, предварительные сканированные изображения 304, 308 можно представлять рядом. В дополнительных вариантах осуществления чередующиеся линии сбора данных каждого
35 из предварительных сканированных изображений 304 или 308 можно перемежать для формирования окончательного предварительного сканированного изображения 312. В еще одних дополнительных вариантах осуществления усреднение значений перекрытия предварительных сканированных изображений 304 или 308 можно вычислять и отображать в виде окончательного предварительного сканированного изображения
40 312. В различных вариантах осуществления настоящего изобретения одно из предварительных сканированных изображений 304, 308 можно зеркально отображать по горизонтали или по вертикали перед объединением предварительных сканированных изображений 304, 308 для формирования окончательного предварительного сканированного изображения 312. В различных вариантах осуществления настоящего изобретения к рентгеновскому источнику 102 можно применить такую коллимацию,
45 чтобы на детектор 104 проецировался тонкий веерный пучок излучения. Искажение проекций по ширине визуализируемого объекта 108 компенсируется посредством калибровочной карты или посредством геометрического вычисления на основании

расстоянии между источником 102 и детектором 104.

Как упоминалось выше, в некоторых вариантах осуществления к рентгеновскому источнику 102 можно применить такую коллимацию, чтобы на детектор 104 проецировался тонкий веерный пучок излучения. В альтернативном варианте, данные, собранные детектором 104, можно коллимировать электронными методами таким образом, чтобы вводить небольшое (например, 1-2 мм) аксиальное вертикальное сечение в предварительное сканированное изображение по мере того, как детектор 104 проходит вдоль визуализируемого объекта 108. В альтернативном варианте, позиционную информацию из детектора 104 можно применять в процессе вычисления предварительного сканированного изображения с отбрасыванием информации за пределами искомой аксиальной зоны.

При формировании окончательного предварительного сканированного изображения 312 можно реализовать множество комбинаций. Предварительное изображение в полную длину по всей ширине визуализируемого объекта 108 можно получить объединением данных из проходов по всей длине, с детектором 104 в первом и втором смещенных положениях, как показано, например, на фигуре 4С. Предварительное сканированное изображение в полную длину приблизительно половины визуализируемого объекта 108 можно получать по данным от одного прохода по полной длине, с детектором в одном смещенном положении. Предварительное сканированное изображение по всей ширине только для участка длины визуализируемого объекта 108 можно получить объединением данных от проходов вдоль части длины, с детектором 104 в первом и втором смещенных положениях. Предварительное сканированное изображение по приблизительно половине ширины, только для участка длины визуализируемого объекта 108, можно получить в результате одного прохода вдоль части длины, с детектором 104 в одном смещенном положении. Одно изображение для участка длины можно получать для каждой противоположной ориентации детектора 104 из начального и конечного положений хода детектора 104, при соединении изображений от каждого положения для образования предварительного сканированного изображения. Данные, полученные в результате проходов, можно объединять множеством различных дополнительных способов.

Хотя описание настоящего изобретения приведено в связи с устройствами КТ-визуализации, настоящее изобретение применимо также с устройствами комбинированной медицинской визуализации, например, устройствами SPECT/КТ или ПЭТ (позитронной эмиссионной томографии)/КТ. Формирование предварительного сканированного изображения в целях планирования можно выполнять с использованием либо эмиссионных (SPECT, ПЭТ), либо просвечивающих (КТ) методов. Способ формирования предварительных сканированных изображений, предлагаемый в настоящей заявке, может, например, исключать потребность в использовании (ПЭТ или SPECT) изображения с низким разрешением для планирования сбора данных в системах комбинированной медицинской визуализации.

II. Увеличенный аксиальный диапазон для устройств КТ-визуализации со смещенными геометриями

Реконструируемый объем системы КТ-визуализации со смещенной геометрией ограничен вокселями, которые «освещаются» конусом сбора данных в течение сбора данных от конкретного визуализируемого объекта 108. Полученный реконструируемый объем имеет форму, подобную области, обозначенной «с» на фигуре 5, так как только данный объем является областью, которая освещается источником 102 в течение сбора данных с 360-градусным поворотом системой КТ-визуализации, имеющей смещенную

геометрию.

Один из аспектов настоящего изобретения относится, в общем, к способу и устройству сбора данных, которые позволяют реконструировать изображение с увеличенным полем обзора вдоль продольной оси визуализируемого объекта 108, в сравнении с 5 объемом, который можно реконструировать на основании единственного сбора данных с 360-градусным поворотом системой КТ-визуализации, имеющей смещенную геометрию. Примерный способ 600 получения изображения в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения изображен на фигуре 6. Примерный способ 600 10 получения изображения позволяет увеличить аксиальный диапазон реконструируемого объема визуализируемого объекта 108 посредством включения областей, обозначенный «с» и «b» на фигуре 5.

На этапе 602 выполняют первый сбор данных визуализируемого объекта 108 детектором 104 в первом смещенном положении. Например, на этапе 602 можно 15 выполнять сбор данных с полным поворотом на 360 градусов. Как показано на фигуре 7, в течение первого сбора данных на этапе 602 детектор 104 установлен в положении «С» со смещением в одну сторону от визуализируемого объекта 108 таким образом, что упомянутый детектор, в общем, охватывает приблизительно половину ширины визуализируемого объекта 108. В дополнительных вариантах осуществления детектор 104 можно устанавливать со смещением на различные расстояния в течение первого 20 сбора данных на этапе 602. Хотя стрелкой на фигуре 7 показано, что рентгеновский источник 102 и детектор 104 поворачиваются относительно визуализируемого объекта 108, Однако в дополнительных вариантах осуществления визуализируемый объект 108 можно поворачивать относительно рентгеновского источника 102 и детектора 104. Хотя, на фигуре 7 показано, что рентгеновский источник 102 и детектор 104 25 поворачиваются относительно визуализируемого объекта 108 против часовой стрелки, в дополнительных вариантах осуществления упомянутые источник и детектор могут поворачиваться по часовой стрелке.

В течение первого сбора данных на этапе 602 формируется первый набор 604 30 собранных данных. Противоположные изображения в наборе 604 данных, например, показанные на фигуре 8, можно объединять для охвата всего объекта 108. Однако так как каждое противоположное изображение является усеченным и не охватывает само по себе весь объект, то реконструкция на основе одного только набора 604 данных будет ограничена областью, обозначенной «с» на фигуре 5.

На этапе 606 выполняют второй сбор данных визуализируемого объекта 108 35 детектором 104 во втором смещенном положении. Например, на этапе 606 можно производить сбор данных с полным поворотом на 360 градусов. Как показано на фигуре 9, для второго сбора данных на этапе 606 детектор 104 сдвигают в положение «D» с другой стороны от визуализируемого объекта 108, в сравнении с положением «С» детектора 104 на этапе 602. В дополнительных вариантах осуществления детектор 40 104 можно устанавливать со смещением на различные расстояния в течение второго сбора данных на этапе 606. Хотя на фигуре 9 показано, что рентгеновский источник 102 и детектор 104 поворачиваются относительно визуализируемого объекта 108 по часовой стрелке, в дополнительных вариантах осуществления упомянутые источник и детектор могут поворачиваться против часовой стрелки. Рентгеновский источник 102 45 и детектор 104 могут поворачиваться в противоположных направлениях на этапах 602 и 606 сбора данных, или упомянутые источник и детектор могут поворачиваться в одном и том же направлении в течение каждого соответствующего сбора данных. В течение второго сбора данных на этапе 606 формируется второй набор 608 собранных

данных.

На этапе 610 формируют объединенный набор 612 собранных данных посредством объединения первого набора 604 собранных данных и второго набора 608 собранных данных. Если на этапах 602 и 604 выполнены два сбора данных с полным поворотом на 360 градусов, то объединенный набор 612 собранных данных будет полным неусеченным набором данных для полной ширины визуализируемого объекта 108. Объединенный набор 612 собранных данных, полученный объединением данных, собранных детектором в положении «С», и данных, собранных детектором в положении «D», схематично изображен на фигуре 10 для одной проекции. На этапе 614 реконструируют объединенный набор 612 собранных данных. Объединенный набор 612 собранных данных можно реконструировать с использованием разных способов реконструкции. Например, объединенный набор 612 собранных данных можно реконструировать с использованием способа реконструкции, описанного в работе М. Grass и др., *Angular Weighted Hybrid Cone-Beam CT Reconstruction for Circular Trajectories*, Phys. Med. Biol. 46, 1595 (2001), включенной в настоящее описание посредством ссылки.

Реконструкция объединенного набора 612 собранных данных дает реконструируемый объем в областях, обозначенных «с» и «b» на фигуре 5. Форма поля обзора примерного способа 600 сбора данных является, в общем, цилиндром («с» и «b»), в сравнении с двухконическим полем обзора («с») обычного сбора данных с 360-градусным поворотом устройством КТ-визуализации со смещенной геометрией. Примерный способ 600 получения изображения увеличивает поле обзора при выполнении нескольких сборов данных устройством КТ-визуализации, имеющим смещенную геометрию, в сравнении с ранее применяемым единственным сбором данных с 360-градусным поворотом. Кроме того, для реконструкции объединенного набора 612 собранных данных можно применять стандартные способы реконструкции вместо различных специальных методов реконструкции, предложенных для реконструкции усеченных проекций. Соответственно, при использовании примерного способа 600 получения изображения исключают артефакты конического пучка и затеняющие артефакты, которые получаются в результате применения упомянутых специальных методов реконструкции к усеченным проекциям.

III. Усовершенствованный способ сбора и реконструкции данных для устройств КТ-визуализации, имеющих смещенные геометрии

Обычные устройства КТ-визуализации с плоскопанельными детекторами обеспечивают большое поле обзора и высокое пространственное разрешение. Однако основной недостаток упомянутых обычных устройств КТ-визуализации состоит в том, что обычные плоскопанельные детекторы часто не охватывают всю ширину тела пациента. Если детектор не охватывает пациента по всей ширине, то реконструируемый объем 1102 централизованного детектора 104 находится внутри визуализируемого объекта 108, как показано на фигуре 11. Данная «проблема реконструкции внутренней области» делает невозможной точную реконструкцию изображения всего визуализируемого объекта 108, без использования более крупного и потому более дорогого детектора.

Для реконструкции изображения объекта можно применить устройство КТ-визуализации с детектором, поперечно смещенным в одну сторону, посредством выполнения сбора данных с 360-градусным поворотом. Как показано на фигуре 12, реконструируемый объем 1202 при упомянутом сборе данных с 360-градусным поворотом, со смещенным детектором, является всем телом визуализируемого объекта 108. Однако усеченные проекции, получаемые в результате сбора данных с 360-градусным поворотом, при смещенном детекторе, требуют специальных способов

реконструкции. Такие специальные способы реконструкции часто используют взвешивание избыточности и/или пополнение проекций для решения проблемы усечения проекций. Вследствие неидеальности упомянутых специальных методов реконструкции в реконструированное изображение часто привносятся сильные артефакты конического пучка и затеняющие артефакты.

А. Визуализация области интереса

Один из аспектов настоящего изобретения относится, в общем, к способу и устройству сбора и реконструкции данных, которые позволяют визуализировать область интереса внутри визуализируемого объекта 108 посредством выполнения единственного сбора данных со 180-градусным поворотом. Предложенный способ сбора и реконструкции данных не требует применения специального способа реконструкции для усеченных проекций.

Примерный способ 1300 получения изображения в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения представлен на фигуре 13. Примерный способ 1300 получения изображения позволяет визуализировать область интереса внутри визуализируемого объекта 108, без потребности в специальной реконструкции для работы с усеченными проекциями. На этапе 1302 начинают сбор данных со 180-градусным поворотом, с детектором 104 в первом смещенном положении, сдвинутым в одну сторону от визуализируемого объекта 108 (показанным как положение «Е» на фигуре 14). На этапе 1304 смещение детектора 104 непрерывно сдвигают в течение сбора данных со 180-градусным поворотом (как схематично показано на фигуре 14), в то время как записывают данные визуализации. На этапе 1306 сбор данных со 180-градусным поворотом заканчивают, при этом детектор 104 сдвинут в сторону, противоположную от смещенного положения в начале сбора данных со 180-градусным сдвигом (в положение «F», показанное на фигуре 14). В течение сбора данных на этапах 1302, 1304 и 1306 формируется набор 1308 собранных данных.

На этапе 1310 набор 1308 собранных данных реконструируют. В соответствии с примерным способом 1300 получения изображения можно реконструировать изображение для области 1400 интереса (показанной на фигуре 14). Данные 1308 изображения, полученные примерным способом 1300 получения изображения, можно реконструировать с использованием множества различных способов реконструкции. Например, данные изображения можно реконструировать с использованием способа реконструкции, описанного в работе L. Yu и др., *Region of Interest Reconstruction from Truncated Data in Circular Cone-Beam CT*, ICCS Trans. Med. Imag. 25, 869 (2006), включенной в настоящее описание посредством ссылки. Положение и расположение области 1400 интереса можно индивидуально настраивать или выбирать посредством изменения начального и конечного углов сканирования 1304 для сбора данных.

Примерный способ 1300 получения изображения полезен, например, когда сбор данных с полным поворотом на 360 градусов нельзя выполнить вследствие механических или процедурных ограничений. Кроме того, доза облучения примерного способа 1300 получения изображения обычно составляет половину от дозы облучения пациента в течение сбора данных с полным поворотом на 360 градусов.

В. Визуализация всего тела

Другой аспект настоящего изобретения относится, в общем, к способу и устройству сбора и реконструкции данных, которые позволяют визуализировать целиком визуализируемый объект 108 посредством выполнения двух сборов данных со 180-градусным поворотом. Предлагаемый способ сбора и реконструкции данных не требует применения специального способа реконструкции для усеченных проекций.

Примерный способ 1500 получения и реконструкции изображения в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения представлен на фигуре 15. Примерный способ 1500 получения изображения позволяет реконструировать изображение всего визуализируемого объекта 108 на основании двух операций сбора данных сканирования в неполном диапазоне углов, без потребности в специальных алгоритмах реконструкции для работы с усеченными проекциями.

На этапе 1502 выполняют первый сбор данных визуализируемого объекта 108 детектором 104 в первом смещенном положении. Например, на этапе 1502 можно выполнять сканирование в неполном диапазоне углов (180 градусов плюс угол веерного пучка). Данный пример показан на фигуре 16. Хотя на фигуре 16 показано, что рентгеновский источник 102 и детектор 104 поворачиваются относительно визуализируемого объекта 108, в дополнительных вариантах осуществления визуализируемый объект 108 может поворачиваться относительно рентгеновского источника 102 и детектора 104. В течение первого сбора данных на этапе 1502 формируется первый набор 1504 собранных данных. Данные, которые собирают на этапе 1502 показанного в качестве примера сбора данных сканирования в неполном диапазоне углов, схематично показаны на фигуре 16.

Как показано на фигуре 16, в течение первого сбора данных на этапе 1502 детектор 104 установлен в положение «G» со смещением в одну сторону от визуализируемого объекта 108 таким образом, что упомянутый детектор, в общем, охватывает приблизительно половину ширины визуализируемого объекта 108. В дополнительных вариантах осуществления детектор 104 можно устанавливать со смещением на различные расстояния в течение первого сбора данных на этапе 1502. Хотя стрелкой на фигуре 16 показано, что рентгеновский источник 102 и детектор 104 поворачиваются против часовой стрелки относительно визуализируемого объекта 108, однако в дополнительных вариантах осуществления упомянутые источник и детектор могут поворачиваться по часовой стрелке.

На этапе 1506 выполняют второй сбор данных визуализируемого объекта 108 детектором 104 во втором смещенном положении «H», показанном на фигуре 17. Например, на этапе 1506 можно выполнять сбор данных в неполном диапазоне углов (180 градусов плюс угол веерного пучка). Как показано стрелкой на фигуре 17, для второго сбора данных на этапе 1506 детектор 104 сдвигают в другую сторону от визуализируемого объекта 108, в сравнении с положением детектора 104 на этапе 1502. В дополнительных вариантах осуществления детектор 104 можно устанавливать со смещением на различные расстояния в течение второго сбора данных на этапе 1506. Хотя другой стрелкой на фигуре 17 показано, что рентгеновский источник 102 и детектор 104 поворачиваются относительно визуализируемого объекта 108 по часовой стрелке, однако в дополнительных вариантах осуществления упомянутые источник и детектор могут поворачиваться против часовой стрелки. В примерном способе, показанном на фигуре 15, рентгеновский источник 102 и детектор 104 поворачиваются в противоположных направлениях в течение соответствующих сборов данных на этапах 1502 и 1506. В течение второго сбора данных на этапе 1506 формируется второй набор 1508 собранных данных. Данные, которые собраны в течение показанного в качестве примера сбора данных сканирования в неполном диапазоне углов на этапе 1506, схематично показаны на фигуре 17.

На этапе 1510 формируют объединенный набор 1512 собранных данных посредством объединения первого набора 1504 собранных данных и второго набора 1508 собранных данных. Данные, содержащиеся в объединенном наборе 1512 данных, схематично

показаны на фигуре 18. На этапе 1514 реконструируют объединенный набор 1512 собранных данных. Объединенный набор 1512 собранных данных можно реконструировать с использованием разных способов реконструкции. Например, объединенный набор 1512 собранных данных можно реконструировать с использованием стандартных способов реконструкции, например, реконструкции по алгоритму FDK.

Примерный способ 1500 сбора и реконструкции изображения позволяет визуализировать весь визуализируемый объект, без потребности во взвешивании избыточности и/или пополнении проекций. Соответственно, примерный способ устраняет сильные затеняющие артефакты и артефакты конического пучка, которые могут получаться в результате упомянутых способов. Необходимое число проекций в примерном способе 1500 лишь немного больше, чем число, необходимое для одного сбора данных с 360-градусным поворотом, при постоянном смещении детектора. Следовательно, доза облучения при использовании примерного способа 1500 только немного выше, чем доза облучения при обычном сборе данных с 360-градусным поворотом посредством устройства КТ-визуализации, имеющего смещенную геометрию.

IV. Комбинированная система рентгеновской и SPECT-визуализации

Существует необходимость создания системы визуализации для комбинированной рентгеновской и SPECT-визуализации. Данная комбинированная система рентгеновской и SPECT-визуализации будет иметь много применений. Например, данная система будет полезной при диагностике сердечно-сосудистого заболевания и дефицитов перфузии миокарда. В настоящее время наиболее распространенными способами визуализации для диагностики сердечно-сосудистого заболевания и дефицитов перфузии миокарда являются, соответственно, интервенционная коронарная ангиография в рентгеновской системе с С-образной консолью и SPECT-визуализация перфузии миокарда. Коронарная ангиография точно визуализирует коронарные артерии и позволяет обнаруживать стеноз или закупоренные сосуды.

Поэтому для полной и всесторонней оценки состояния здоровья коронарных артерий и перфузии миокарда целесообразно выполнять как рентгеновскую коронарную ангиографию, так и SPECT-визуализацию перфузии миокарда. В настоящее время последовательно выполняют, одно за другим, два исследования на отдельном визуализирующем оборудовании. Последующее лечение часто выполняют минимально инвазивным катетерным способом под рентгеновским контролем. Применимость комбинированной системы рентгеновской и SPECT-визуализации не ограничена только лечением и наблюдением сердца, и комбинированная система рентгеновской и SPECT-визуализации будет применима во многих других областях, например, онкологии или для любых других задач SPECT/КТ.

Один из аспектов настоящего изобретения относится, в общем, к комбинированной системе рентгеновской и SPECT-визуализации. В соответствии с одним аспектом настоящего изобретения предлагается комбинированная система рентгеновской и SPECT-визуализации, которая дает возможность выполнять рентгеновскую коронарную ангиографию, SPECT и последующие вмешательства под рентгеновским контролем в одной и той же системе. В соответствии с другим аспектом настоящего изобретения, предлагается комбинированная система рентгеновской и SPECT-визуализации, которая обеспечивает возможности рентгеновской визуализации, аналогичные обычной системе с С-образной консолью, что обеспечивает более широкий диапазон возможных ракурсов и открытую конструкцию с удобным доступом к пациенту.

На фигурах 19 и 20 изображена показанная в качестве примера комбинированная

система 1900 рентгеновской и СPECT-визуализации в соответствии с вариантом осуществления изобретения. Комбинированная система 1900 рентгеновской и СPECT-визуализации содержит рентгеновский источник 1902, например, рентгеновскую трубку, и рентгеночувствительный детектор 1904, например, детекторную решетку с плоской чувствительной поверхностью, продолжающуюся в поперечном и осевом направлениях. Для поддержки объекта, проходящего процедуру визуализации в области 1906 исследования, обеспечена опора 1910 объекта.

Источник 1902 и детектор 1904 обычно установлены на первой шарнирной раме 1920 для поворота вокруг области 1906 исследования. Первая шарнирная рама 1920 может свободно поворачиваться вокруг оси, обозначенной X на фигуре 19 (т.е. поперечной оси пациента) (поворот под углом CAUD/CRAN). Первая шарнирная рама 1920 закреплена с возможностью поворота на второй шарнирной раме 1930. Вторая шарнирная рама 1930 может свободно поворачиваться вокруг оси, обозначенной Z на фигуре 20 (т.е. ось голова-ноги пациента) (поворот под углом LAO/RAO).

В показанной в качестве примера комбинированной системе 1900 рентгеновской и СPECT-визуализации две гамма-камеры 1940 для СPECT-визуализации установлены на первой шарнирной раме 1920. Поворот второй шарнирной рамы 1930 вокруг оси Z допускает операции сбора данных СPECT-визуализации с поворотным перемещением. В дополнительных вариантах осуществления возможно применение одной гамма-камеры для СPECT-визуализации или различное число гамма-камер для СPECT-визуализации. В дополнительных вариантах осуществления источник 1902, детектор 1904 и/или гамма-камеры 1940 могут быть установлены на второй шарнирной раме 1930.

Сочетание поворотной первой шарнирной рамы 1920 и второй шарнирной рамы 1930 увеличивает диапазон возможных ракурсов показанной в качестве примера комбинированной системы 1900 рентгеновской и СPECT-визуализации. Большой диапазон возможных ракурсов, вместе с открытой конструкцией, обеспеченной показанной в качестве примера комбинированной системой 1900 рентгеновской и СPECT-визуализации, дает много преимуществ. Например, показанная в качестве примера комбинированная система 1900 рентгеновской и СPECT-визуализации дает возможность выполнять катетерные внутрисердечные вмешательства под рентгеновским контролем. Кроме того, показанная в качестве примера комбинированная система 1900 рентгеновской и СPECT-визуализации допускает операции сбора данных СPECT-визуализации с поворотным перемещением и обеспечивает непланарные траектории сбора данных для рентгеновской визуализации.

Данные СPECT и рентгеновские данные, собранные показанной в качестве примера комбинированной системой 1900 рентгеновской и СPECT-визуализации, могут, по существу, совмещаться, поскольку упомянутые данные собираются без перемещения пациента. Одним из показанных в качестве примера применений комбинированной системы 1900 рентгеновской и СPECT-визуализации является диагностика и лечение перфузии миокарда. Например, показанную в качестве примера комбинированную систему 1900 рентгеновской и СPECT-визуализации можно применять для объединения и представления данных перфузии миокарда, 3-мерной реконструкции коронарных артерий и дополнительных 2-мерных ангиографических проекций для врача или другого медицинского специалиста. В таком случае, врач может совместно оценивать сосудистые поражения и их влияние на перфузию миокарда и планировать стратегию вмешательства с более высокой точностью и большей уверенностью, чем возможно с использованием современных способов визуализации. Собранные данные изображений можно

дополнительно использовать для поддержки создания перспективного плана и управления наведением для последующего вмешательства под рентгеновским контролем. И наконец, систему можно применять для оценки успеха лечения на месте, чтобы немедленно определять потребность в дополнительных интервенционных процедурах.

5 В соответствии с другим вариантом осуществления изобретения, предлагается комбинированная система рентгеновской и SPECT-визуализации (не показанная). В соответствии с данной показанной в качестве примера комбинированной системой рентгеновской и SPECT-визуализации, на общем поворотном гентри обеспечены две
10 гамма-камеры для SPECT-визуализации, рентгеновский источник и рентгеночувствительный плоскопанельный детектор. Рентгеночувствительный детектор установлен с поперечным смещением для увеличения поля обзора визуализации. Показанная в качестве примера комбинированная система рентгеновской и SPECT-визуализации выполнена так, чтобы можно было изменять поперечное смещение
15 детектора. Данная компоновка позволяет производить операции сбора данных рентгеновской коронарной ангиографии с поворотным перемещением, например, выполнять 3-мерную визуализацию коронарных артерий. В процессе вмешательства систему можно свободно поворачивать вокруг оси пациента для оптимизации ракурса. В соответствии с одним вариантом осуществления настоящего изобретения, комбинированная система рентгеновской и SPECT-визуализации может представлять
20 собой модифицированную обычную систему КТ-визуализации, которая адаптирована, чтобы содержать, по меньшей мере, одну гамма-камеру для SPECT-визуализации.

Различные варианты осуществления комбинированных систем рентгеновской и SPECT-визуализации, описанные в настоящей заявке, можно применять в связи с
25 множеством различных способов визуализации. Например, комбинированную систему рентгеновской и SPECT-визуализации можно применять в связи с примерным способом 300 формирования предварительного сканированного изображения; примерным способом 600 сбора данных изображения с увеличенным полем обзора; примерным способом 1300 сбора данных изображения области интереса; и/или примерным способом
30 1500 сбора данных изображения всего тела, описанными в настоящей заявке, или другими способами визуализации. Различные варианты осуществления комбинированных систем рентгеновской и SPECT-визуализации, описанные в настоящей заявке, обеспечивают широкий диапазон возможных ракурсов и открытую конструкцию с удобным доступом к пациенту. Предложенные комбинированные системы
35 рентгеновской и SPECT-визуализации могут значительно усовершенствовать диагностику и лечение сердечно-сосудистого заболевания. Техническое решение по комплексной визуализации исключает необходимость перемещения пациента из одной системы визуализации в другую систему для диагностики и лечения. Совмещенный сбор данных средствами рентгеновской и SPECT-визуализации также обеспечивает несколько преимуществ. Например, совмещенный сбор данных упомянутыми двумя средствами
40 визуализации допускает совместную оценку поражений коронарных артерий и перфузии миокарда. Предложенная комбинированная система рентгеновской и SPECT-визуализации применима при визуализации сердечно-сосудистой системы, оценке перфузии миокарда, катетерных вмешательствах под рентгеновским контролем, а также в других областях и процедурах.

45 Вышеописанные функции, например, выбор искомым конфигурации или размера FOV (поля обзора), запуск и/или прекращение сканирований, выбор требуемых протоколов сканирования или реконструкции, манипулирование объемными данными и т.п., могут выполняться как логика программного обеспечения. В контексте

настоящего изобретения термин «логика» содержит, но без ограничения, аппаратное обеспечение, программно-аппаратное обеспечение, программное обеспечение и/или их комбинации для выполнения функции(й) или операции(й) и/или для вызова функции или операции из другого компонента. Например, с учетом искомого применения или потребностей логика может содержать программно-управляемый микропроцессор, дискретную логику, например, специализированную интегральную схему (ASIC) или другое программируемое логическое устройство. Логика может быть также полностью осуществлена в виде программного обеспечения.

В контексте настоящего изобретения термин «программное обеспечение» содержит, но без ограничения, по меньшей мере, одну машиночитаемую и/или исполняемую команду, которая предписывает компьютеру или другому электронному устройству выполнять функции, операции и/или действовать заданным образом. Команды могут быть осуществлены в различных формах, например, в виде подпрограмм, алгоритмов, модулей или программ, содержащих отдельные применения или код из динамически связанных библиотек. Программное обеспечение может быть также реализовано в различных формах, например, автономной программы, обращения к функции, сервлета, апплета, команд, хранящихся в памяти, части операционной системы или исполняемых команд другого типа. Специалисту со средним уровнем компетентности в данной области техники должно быть очевидно, что форма программного обеспечения зависит, например, от требований искомого применения, среды, в которой работает программное обеспечение и/или пожеланий проектировщика/программиста и т.п.

Системы и способы, описанные в настоящей заявке, могут быть реализованы на множестве различных платформ, включая, например, сетевые системы управления и автономные системы управления. Кроме того, логика, базы данных или таблицы, показанные и описанные в настоящей заявке, предпочтительно содержатся на машиночитаемом носителе, например, компонент системы 200 визуализации типа блока 204 реконструкции или процессор 206 изображений. Примеры разных компьютерно-считываемых сред содержат флэш-память, постоянное запоминающее устройство (ROM), оперативное запоминающее устройство (RAM), программируемое постоянное запоминающее устройство (PROM), стираемое перепрограммируемое постоянное запоминающее устройство (EPROM), электрически стираемое программируемое постоянное запоминающее устройство (EEPROM), магнитный диск или магнитную ленту, оптически считываемые носители, в том числе CD-ROM (компакт-диск) и DVD-ROM (универсальный цифровой диск), и другие устройства. Кроме того, способы и логику, описанные в настоящей заявке, можно объединять в одну большую блок-схему способа или разделять на множество блок-схем составляющих способов. Порядок, в котором блок-схемы способов описаны в настоящей заявке, не критичен и допускает перестройку, при условии достижения тех же результатов. Действительно, блок-схемы способов, описанные в настоящей заявке, можно перестраивать, объединять и/или реорганизовывать при их реализации, насколько допустимо или необходимо.

Описание изобретения приведено со ссылкой на предпочтительные варианты осуществления. Специалистами, после прочтения и изучения вышеприведенного подробного описания, могут быть созданы модификации и внесены изменения. Предполагается, что настоящее изобретение следует интерпретировать как включающее в себя все упомянутые модификации и изменения в той степени, в которой они заключены в объеме притязаний прилагаемой формулы изобретения или ее эквивалентов.

Формула изобретения

1. Способ формирования медицинского изображения объекта (108) с использованием медицинского устройства (200) визуализации, содержащего детектор (104), при этом упомянутый способ содержит этапы, на которых:

5 сдвигают детектор (104) в течение сбора данных визуализации, начиная от первого смещенного положения, в котором детектор (104) смещен от центра (114) вращения и охватывает приблизительно первую половину ширины объекта (108), так чтобы детектор (104) находился во втором смещенном положении в заключение сбора данных, причем второе смещенное положение отличается от первого смещенного положения, и причем во втором смещенном положении детектор (104) смещен от центра (114) вращения и
10 охватывает, в основном, оставшуюся половину ширины объекта (108), которая не была охвачена детектором (104) в первом смещенном положении,

собирают данные визуализации касательно объекта (108) в течение сбора данных визуализации с помощью детектора (104) в первом смещенном положении, во множестве промежуточных положений между первым смещенным положением и вторым
15 смещенным положением и во втором смещенном положении; и

реконструируют собранные данные визуализации для формирования реконструированного изображения объекта (108).

2. Способ по п. 1, в котором детектор (104) поворачивают на приблизительно 180 градусов в течение сбора данных визуализации.

20 3. Способ по п. 1 или 2, дополнительно содержащий этап на котором индивидуально настраивают местоположение области (1400) интереса в объекте (108) посредством изменения по меньшей мере одного из начального угла и конечного угла сбора данных визуализации.

4. Способ по п. 1 или 2, в котором детектор (104) непрерывно смещают в течение
25 сбора данных визуализации.

5. Устройство (200) медицинской визуализации, выполненное с возможностью формирования изображения объекта (108), содержащее:

источник (102) излучения;

детектор (104), выполненный с возможностью регистрации излучения, испускаемого
30 источником (102);

причем устройство (200) медицинской визуализации выполнено с возможностью сдвигать детектор (104) в течение сбора данных визуализации, начиная от первого смещенного положения, в котором детектор (104) смещен от центра (114) вращения и охватывает приблизительно первую половину ширины объекта (108), так чтобы детектор
35 (104) находился во втором смещенном положении в заключение сбора данных, причем второе смещенное положение отличается от первого смещенного положения, и причем во втором смещенном положении детектор (104) смещен от центра (114) вращения и охватывает, в основном, оставшуюся половину ширины объекта (108), которая не была охвачена детектором (104) в первом смещенном положении;

40 причем устройство (200) медицинской визуализации выполнено с возможностью собирать данные визуализации касательно объекта (108) в течение сбора данных визуализации с помощью детектора (104) в первом смещенном положении, во множестве промежуточных положений между первым смещенным положением и вторым смещенным положением и во втором смещенном положении;

45 причем устройство (200) медицинской визуализации выполнено с возможностью реконструировать собранные данные визуализации для формирования реконструированного изображения объекта (108).

6. Устройство (200) медицинской визуализации по п. 5, причем устройство (200)

медицинской визуализации выполнено с возможностью вращать детектор (104) примерно на 180 градусов в течение сбора данных визуализации.

7. Устройство (200) медицинской визуализации по п. 5 или 6, причем устройство (200) медицинской визуализации выполнено с возможностью индивидуально настраивать местоположение области (1400) интереса в объекте (108) посредством изменения по меньшей мере одного из начального угла и конечного угла сбора данных визуализации.

8. Устройство (200) медицинской визуализации по п. 5 или 6, причем устройство (200) медицинской визуализации выполнено с возможностью непрерывно смещать детектор (104) в течение сбора данных визуализации.

10

15

20

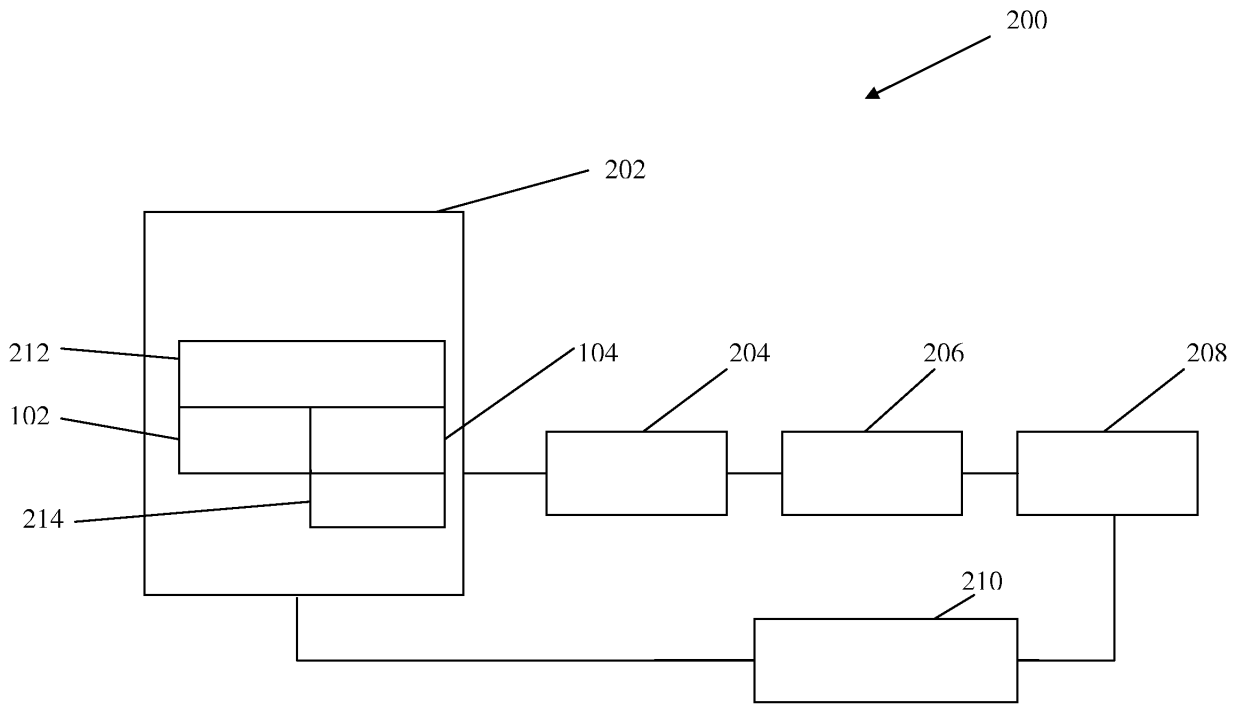
25

30

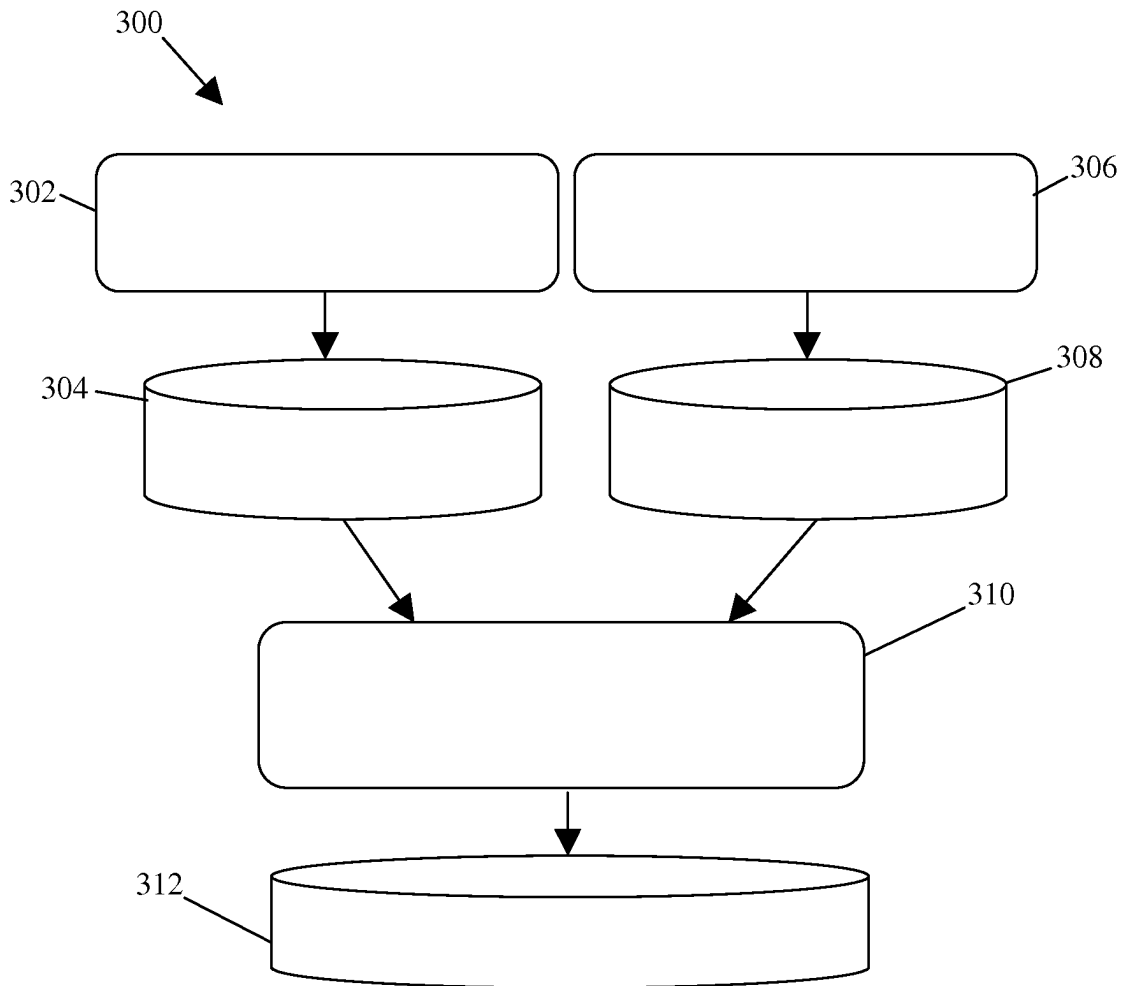
35

40

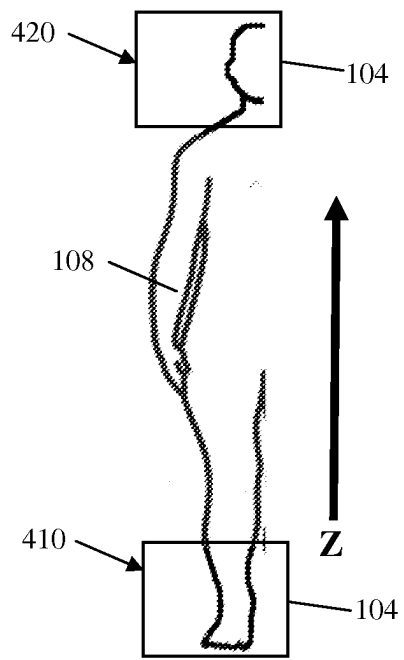
45



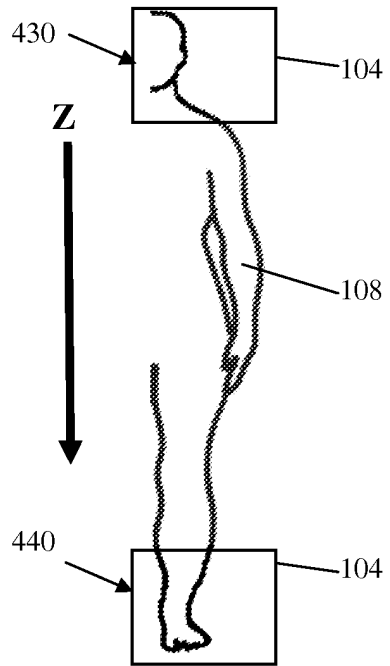
ФИГ. 2



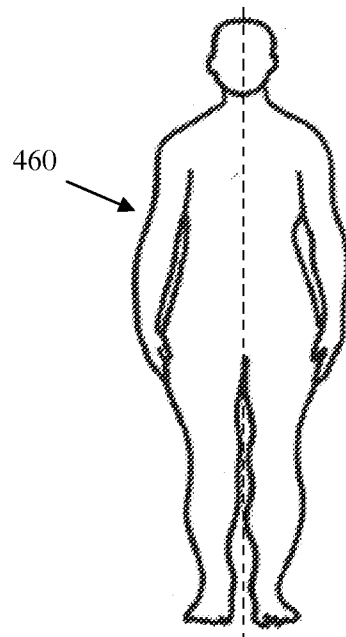
ФИГ. 3



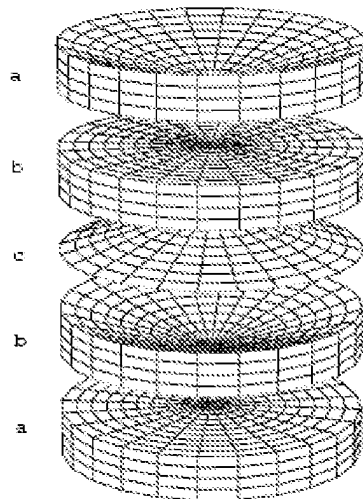
ФИГ. 4А



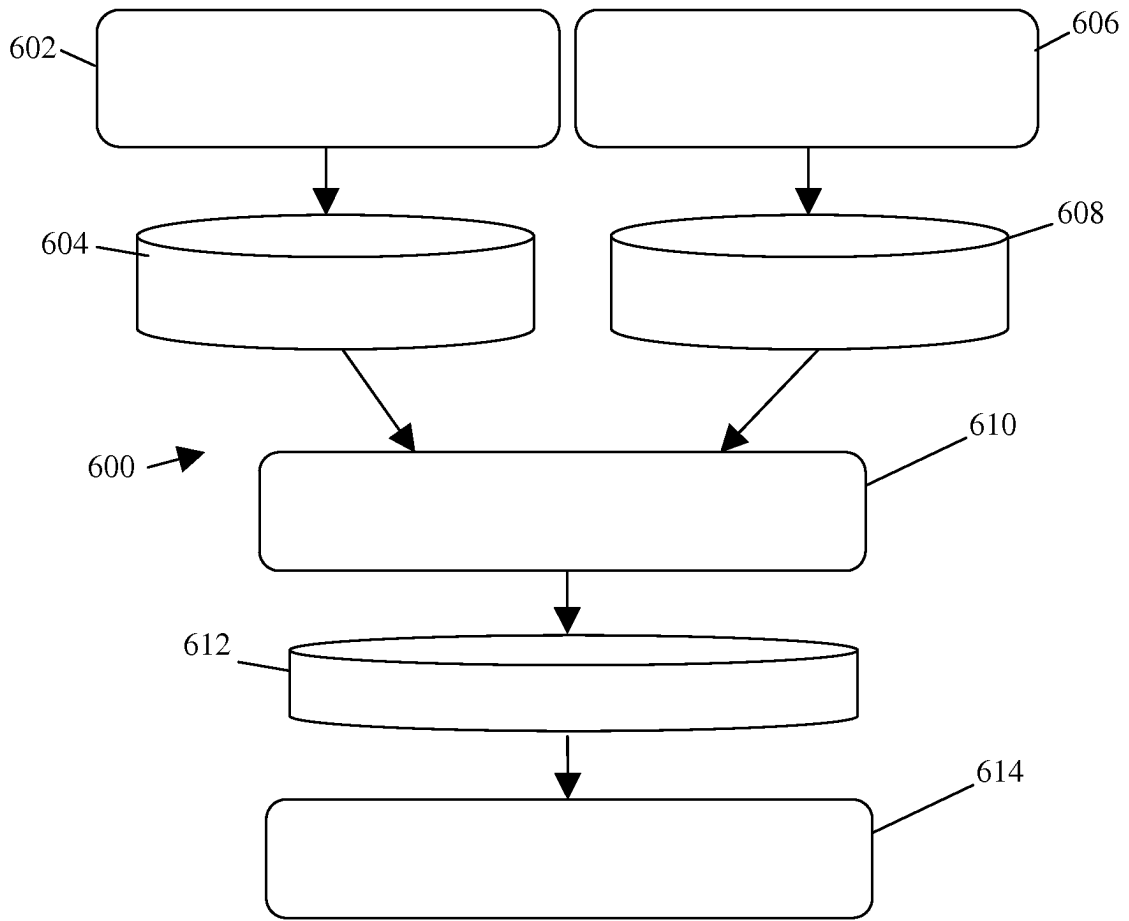
ФИГ. 4В



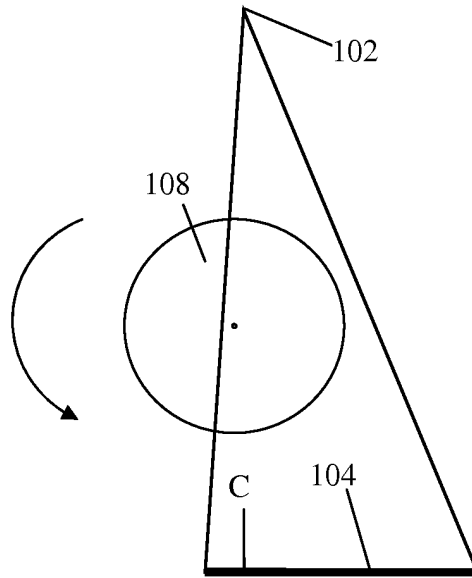
Фиг. 4С



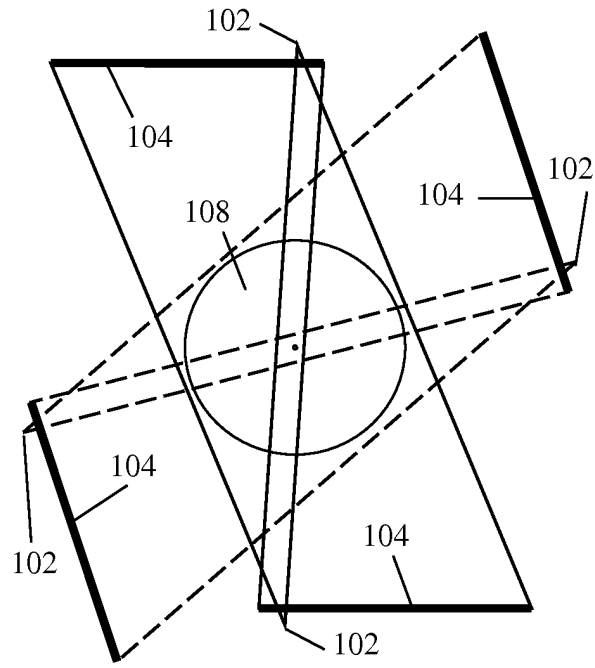
Фиг. 5



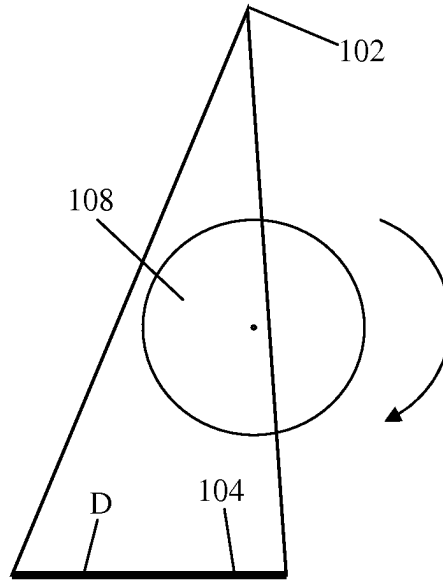
ФИГ. 6



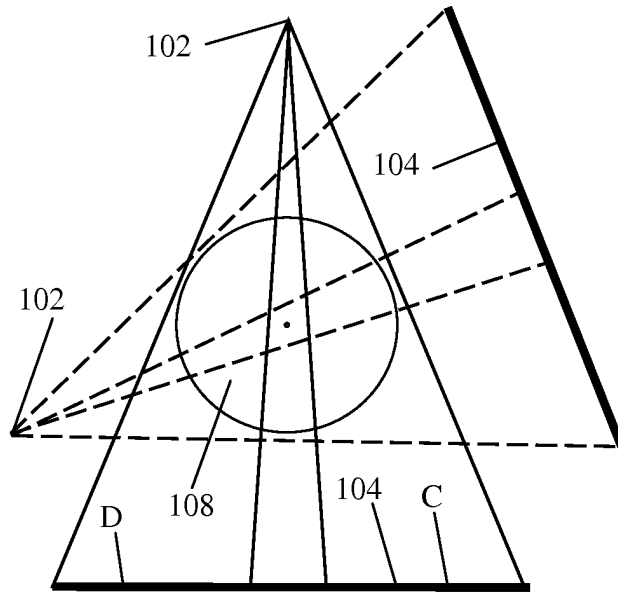
ФИГ. 7



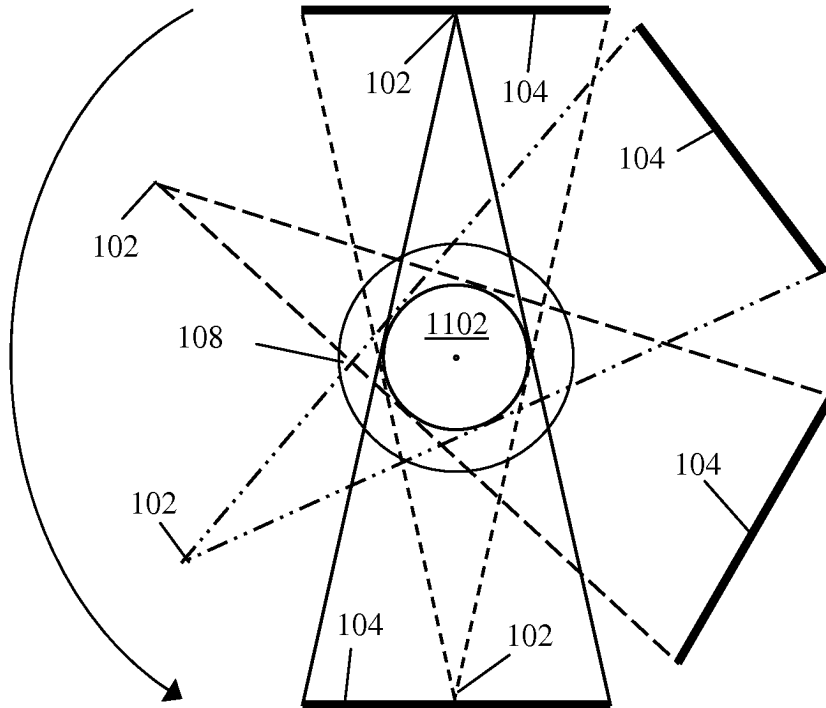
ФИГ. 8



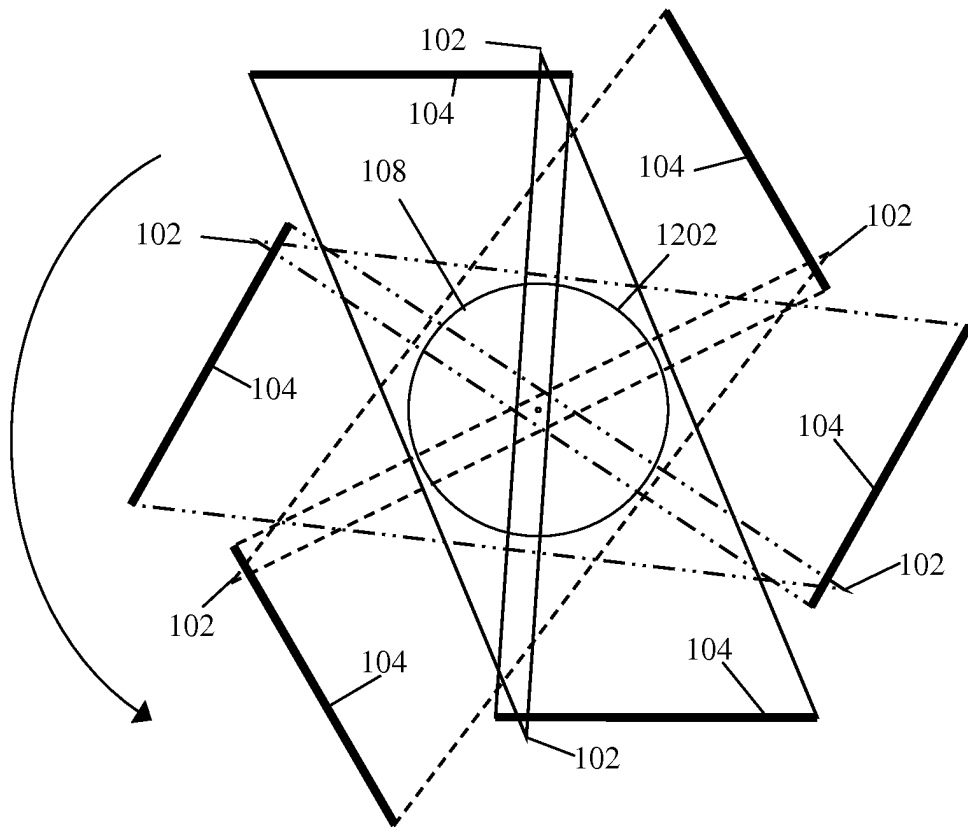
ФИГ. 9



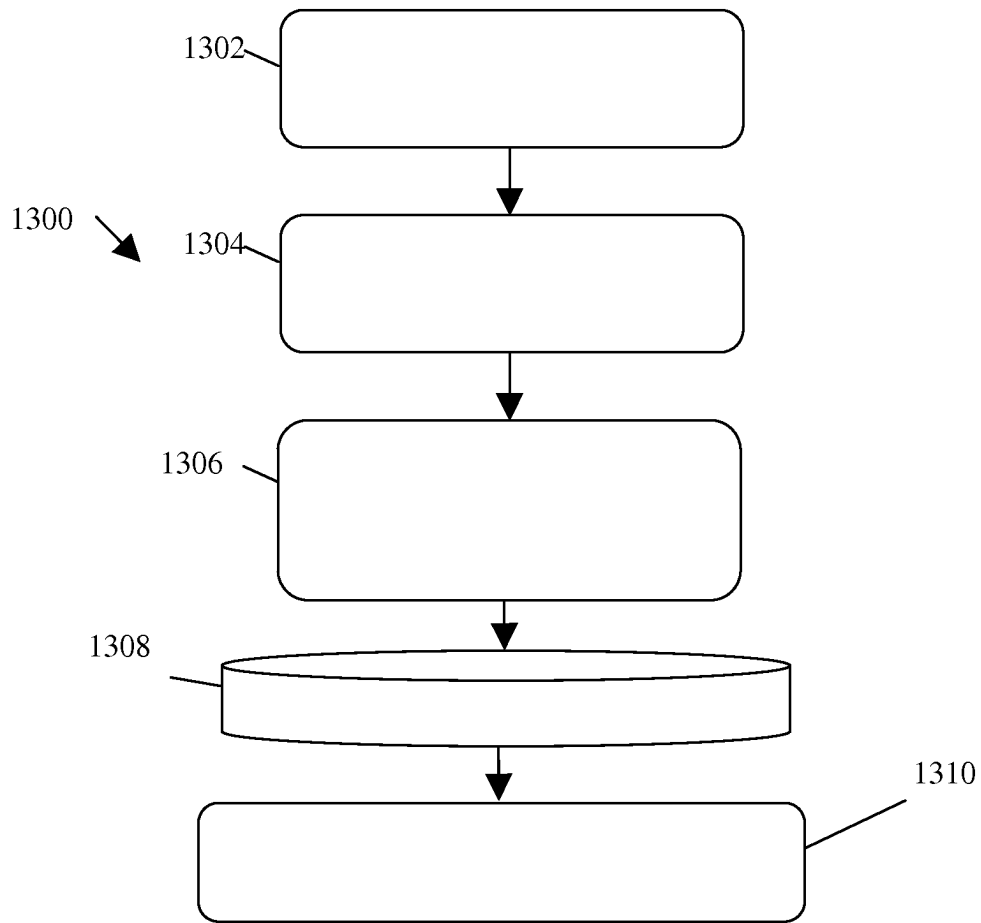
ФИГ. 10



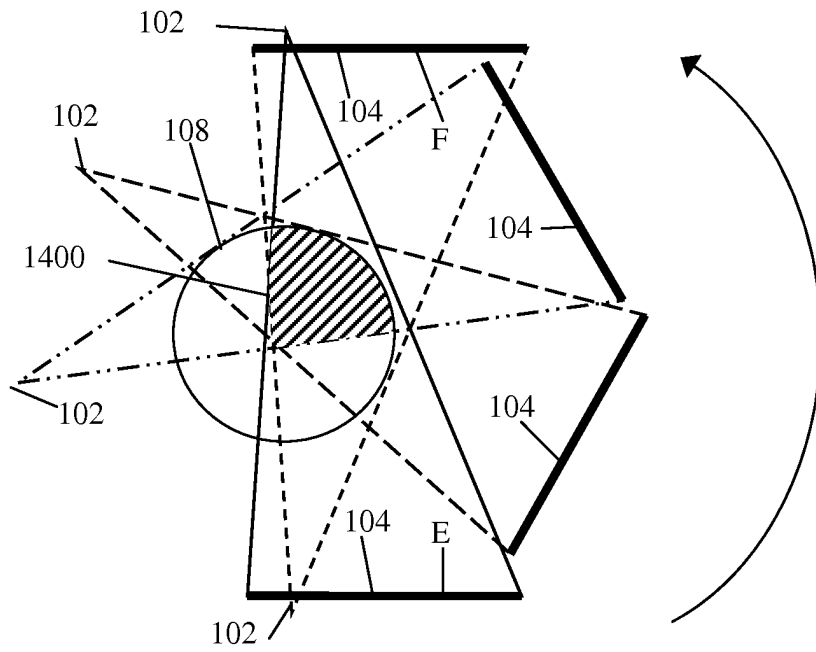
ФИГ. 11



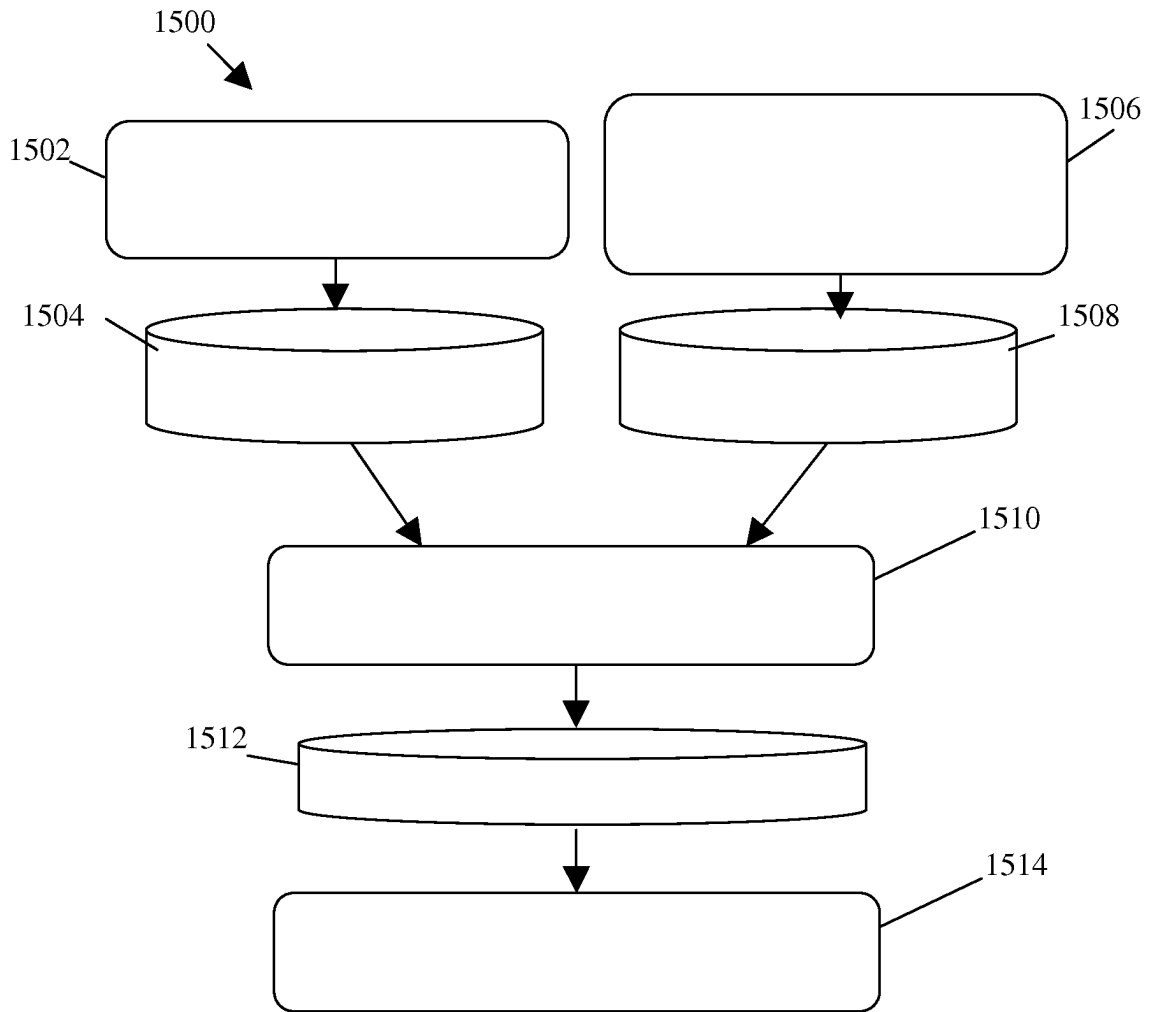
Фиг. 12



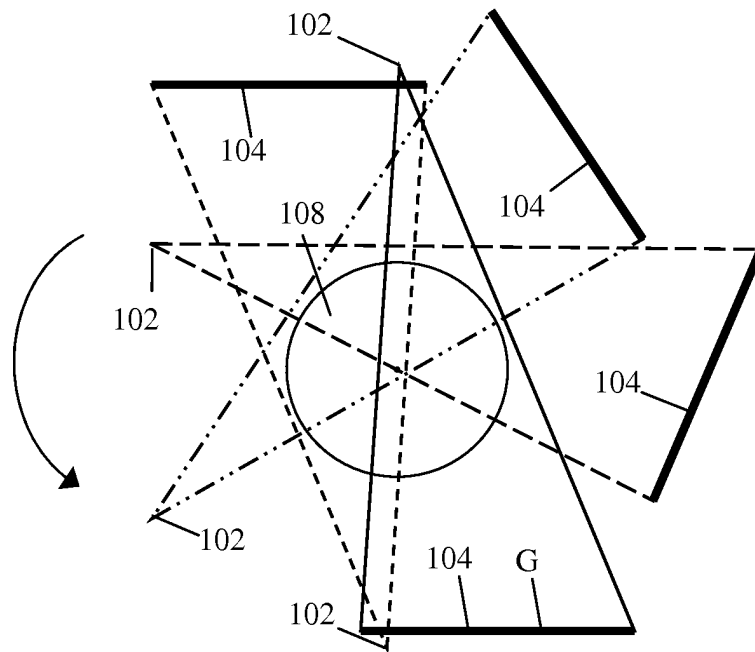
Фиг. 13



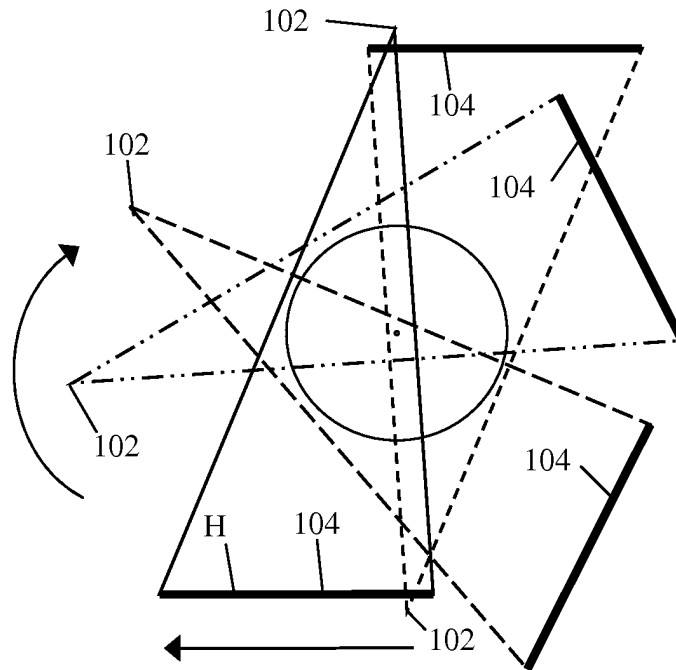
Фиг.14



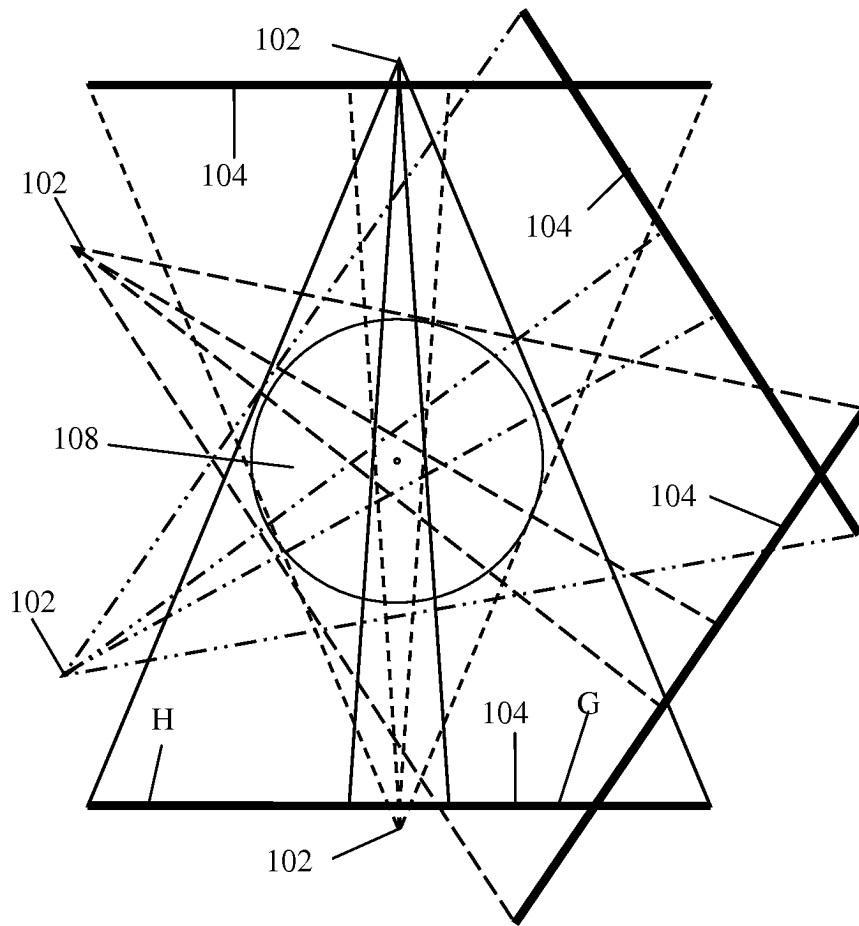
Фиг. 15



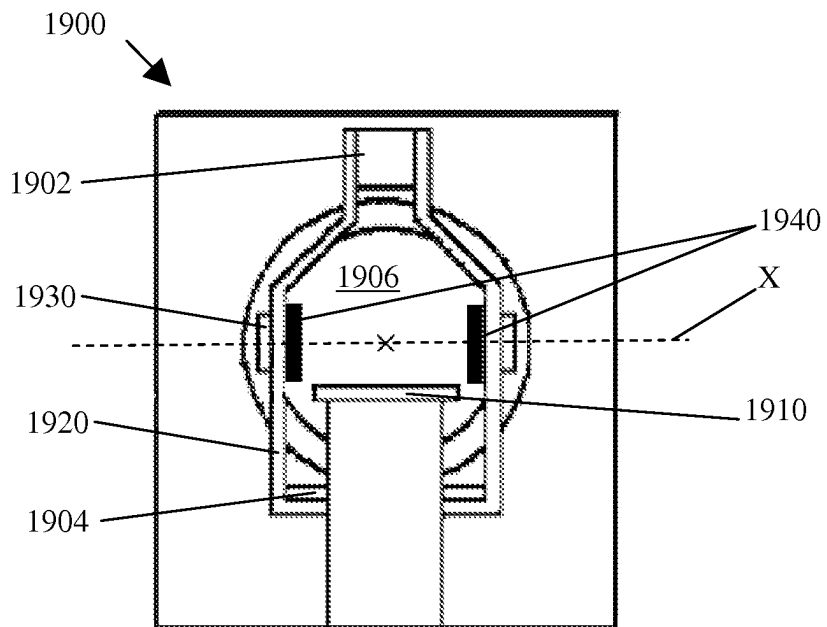
Фиг. 16



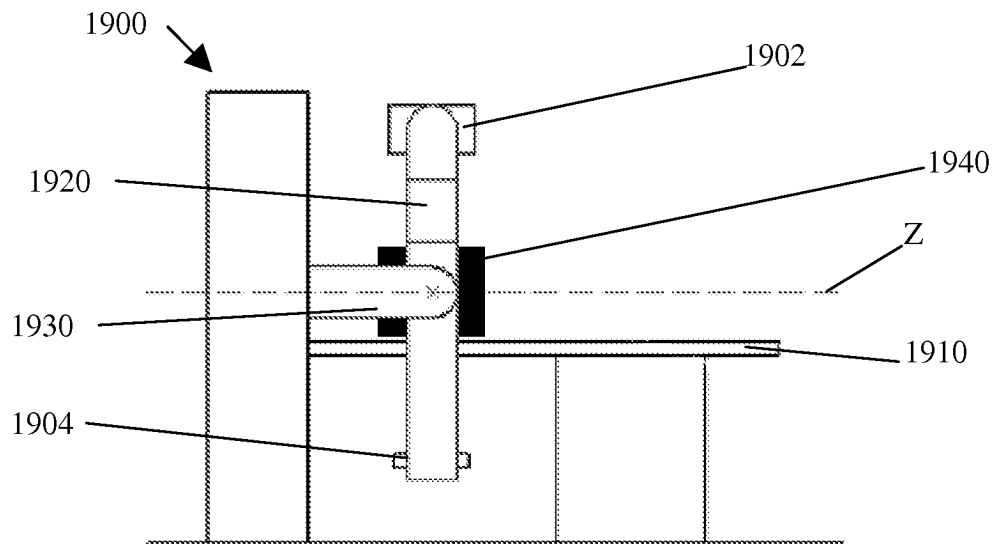
Фиг. 17



ФИГ. 18



ФИГ. 19



Фиг. 20