

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

## (12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК  
A61B 6/4035 (2019.08); A61B 6/502 (2019.08)

(21)(22) Заявка: 2018103191, 24.06.2016

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
24.06.2016Дата регистрации:  
28.04.2020

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:  
30.06.2015 EP 15174413.3

(43) Дата публикации заявки: 30.07.2019 Бюл. № 22

(45) Опубликовано: 28.04.2020 Бюл. № 13

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на  
национальной фазе: 30.01.2018(86) Заявка РСТ:  
EP 2016/064649 (24.06.2016)(87) Публикация заявки РСТ:  
WO 2017/001294 (05.01.2017)Адрес для переписки:  
129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, стр. 3, ООО  
"Юридическая фирма Городисский и  
Партнеры"

(72) Автор(ы):

КЕЛЕР, Томас (NL),  
МАРТЕНС, Герхард (NL),  
ПРОКСА, Роланд (NL),  
МАК, Ханс-Инго (NL),  
ВАН СТЕВЕНДАЛ, Удо (NL),  
ПФАЙФЕР, Франц (NL),  
НОЭЛЬ, Питер (NL),  
ФОН ТОЙФФЕНБАХ, Максимилиан (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

(56) Список документов, цитированных в отчете  
о поиске: US 2015216499 A1, 06.08.2015. JP  
2014012030 A, 23.01.2014. WO 2014002026 A1,  
03.01.2014. RU 2427973 C2, 27.08.2011.

## (54) СКАНИРУЮЩЕЕ РЕНТГЕНОВСКОЕ УСТРОЙСТВО С ПОЛНОФОРМАТНЫМ ДЕТЕКТОРОМ

(57) Реферат:

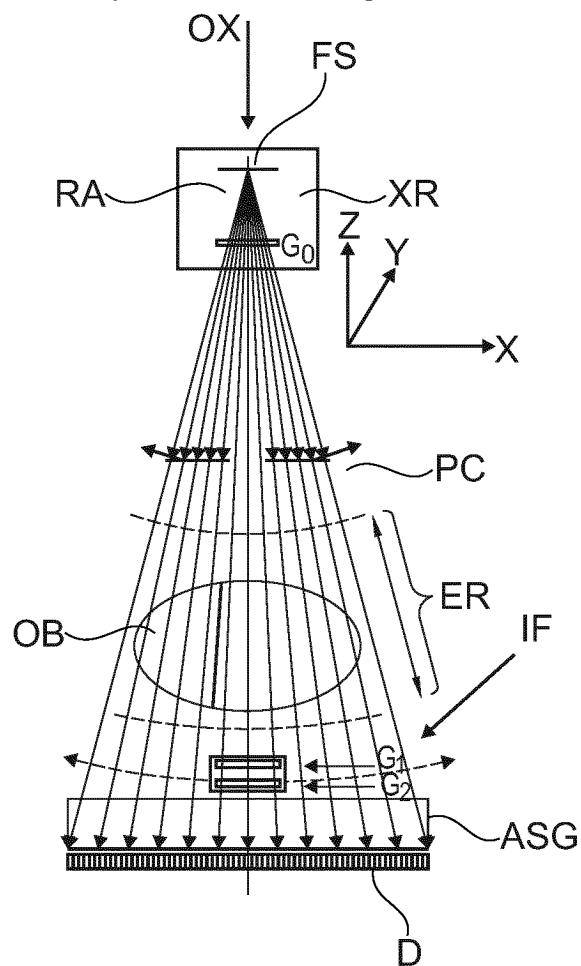
Изобретение относится к медицинской технике, а именно к устройствам рентгеновской визуализации. Устройство содержит рентгеновский источник (XR) для испускания пучка рентгеновского излучения, рентгеновский детектор (D), размещенный напротив упомянутого рентгеновского источника относительно исследуемой области для расположения визуализируемого объекта, и интерферометр (IF), размещенный по меньшей мере частично в пучке рентгеновского излучения во время работы, для выполнения визуализации

методом дифференциального фазового контраста и/или визуализации методом темного поля, между рентгеновским источником (XR) и рентгеновским детектором, причем интерферометр (IF) содержит по меньшей мере одну решетку (G1) для модуляции рентгеновского излучения интерференционной картиной, регистрируемой рентгеновским детектором, причем занимаемая площадь по меньшей мере одной решетки меньше, чем занимаемая площадь чувствительной к излучению области рентгеновского детектора. Устройство выполнено с возможностью вызывать

R U 2 7 2 0 2 9 2 C 2

R U 2 7 2 0 2 9 2 C 2

во время операции визуализации перемещение по меньшей мере одной решетки в сканирующем движении по полю обзора в целях сканирования относительно рентгеновского детектора, тогда как рентгеновский детектор остается неподвижным относительно исследуемой области, и с возможностью осуществлять сканирующее движение по меньшей мере одной решетки вдоль изогнутой траектории. Использование изобретения позволяет расширить арсенал средств для рентгеновской визуализации. 13 з.п. ф-лы, 11 ил.



ФИГ.1

R U 2 7 2 0 2 9 2 C 2

RUSSIAN FEDERATION



FEDERAL SERVICE  
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(19) RU (11) 2 720 292<sup>(13)</sup> C2

(51) Int. Cl.  
A61B 6/00 (2006.01)

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(52) CPC  
A61B 6/4035 (2019.08); A61B 6/502 (2019.08)

(21)(22) Application: 2018103191, 24.06.2016

(24) Effective date for property rights:  
24.06.2016

Registration date:  
28.04.2020

Priority:

(30) Convention priority:  
30.06.2015 EP 15174413.3

(43) Application published: 30.07.2019 Bull. № 22

(45) Date of publication: 28.04.2020 Bull. № 13

(85) Commencement of national phase: 30.01.2018

(86) PCT application:  
EP 2016/064649 (24.06.2016)

(87) PCT publication:  
WO 2017/001294 (05.01.2017)

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

(72) Inventor(s):

KOEHLER, Thomas (NL),  
MARTENS, Gerhard (NL),  
PROKSA, Roland (NL),  
MAACK, Hanns-Ingo (NL),  
VAN STEVENDAAL, Udo (NL),  
PFEIFFER, Franz (NL),  
NOEL, Peter (NL),  
VON TEUFFENBACH, Maximilian (NL)

(73) Proprietor(s):

Koninklijke Philips N.V. (NL)

(54) SCANNING X-RAY DEVICE WITH FULL-SIZE DETECTOR

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

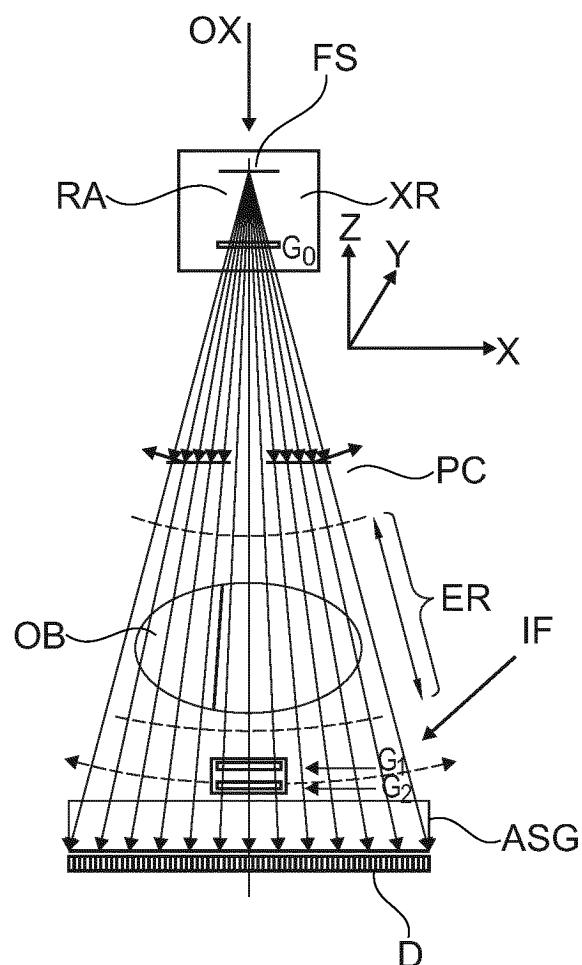
SUBSTANCE: invention refers to medical equipment, namely to X-ray imaging devices. Device comprises an X-ray source (XR) for emitting an X-ray beam, an X-ray detector (D) arranged opposite said X-ray source relative to the analysed region for positioning the object being visualized, and an interferometer (IF) placed at least partially in the X-ray beam during operation, for imaging by differential phase contrast and/or dark field imaging, between X-ray source (XR) and X-ray detector, wherein the interferometer (IF) comprises at least one grating (G1) for modulating the X-ray radiation with an interference pattern recorded

by the X-ray detector, wherein the occupied area of the at least one array is smaller than the area of the radiation-sensitive region of the X-ray detector. Device is configured to cause during movement of movement of at least one array in scanning movement on the field of view for scanning relative to the X-ray detector, while the X-ray detector remains fixed relative to the analysed region, and with possibility to perform scanning movement of at least one grid along the bent trajectory.

EFFECT: use of the invention widens the range of means for X-ray imaging.

14 cl, 11 dwg

R U 2 7 2 0 2 9 2 C 2



ФИГ.1

R U 2 7 2 0 2 9 2 C 2

## ОБЛАСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Изобретение относится к устройству рентгеновской визуализации.

## ПРЕДПОСЫЛКИ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Визуализация с дифракционными решетками методом дифференциального фазового

5 контраста и визуализация методом темного поля являются многообещающими технологиями, которые добавляют диагностические возможности, в частности, в области визуализации грудной клетки, поскольку канал сигнала темного поля очень чувствителен к изменениям микроструктуры ткани легкого.

Ранее предлагались различные системы. Однако некоторые из этих систем все же

10 относительно дороги вследствие требуемого уровня рабочих параметров компонентов. Например, полноформатные системы (см., например Ewald Roessl, "Клинические граничные условия для дифференциальной фазово-контрастной маммографии на основе дифракционной решетки" в Philosophical Transactions A, 06 март 2014, том 372, выпуск 2010) имеют хорошие свойства относительно потока данных и обеспечивают

15 относительно быстрый сбор данных, но требуют громоздких структур с решетками, которые предполагают высокую стоимость и затруднения в процедурах выставления.

## СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Поэтому имеется потребность в альтернативном устройстве рентгеновской визуализации.

20 В соответствии с первым аспектом изобретения обеспечено устройство рентгеновской визуализации, содержащее:

рентгеновский источник (XR) для испускания пучка рентгеновского излучения;

рентгеновский детектор (D), размещенный напротив упомянутого рентгеновского источника относительно исследуемой области для расположения визуализируемого

25 объекта; и

интерферометр (IF), размещенный по меньшей мере частично в пучке рентгеновского излучения во время работы, для выполнения визуализации методом дифференциального фазового контраста и/или визуализации методом темного поля, между рентгеновским источником (XR) и рентгеновским детектором, причем интерферометр (IF) содержит

30 по меньшей мере одну решетку (G1) для модуляции упомянутого рентгеновского излучения интерференционной картиной, регистрируемой упомянутым рентгеновским детектором;

причем занимаемая площадь упомянутой по меньшей мере одной решетки меньше, чем занимаемая площадь чувствительной к излучению области упомянутого

35 рентгеновского детектора; и

причем устройство выполнено с возможностью вызывать во время операции визуализации перемещение упомянутой по меньшей мере одной решетки в сканирующем движении относительно рентгеновского детектора, тогда как упомянутый рентгеновский детектор остается неподвижным относительно исследуемой области.

40 Иначе говоря, в данном случае предлагается использовать относительно большой рентгеновский детектор (возможно полноформатный рентгеновский детектор) в комбинации с относительно малым (то есть по сравнению с полем обзора рентгеновского детектора) интерферометром, причем интерферометр во время операции визуализации перемещается устройством по полю обзора в целях его сканирования. Поскольку

45 пиксели детектора не перемещаются во время упомянутой операции визуализации, устройство рентгеновской визуализации преимущественно полностью предотвращает размытость изображения вследствие движения. Соответственно, дорогостоящий рентгеновский детектор, обеспечивающий хорошее считывание данных, который

обычно требовался бы в сканирующих системах уровня техники для подавления размытости изображения, фактически исключается устройством рентгеновской визуализации в соответствии с настоящим изобретением. Следовательно, в

противоположность сканирующим системам уровня техники, в которых время

- 5 сканирования обратно пропорционально считыванию данных детектором, в устройстве рентгеновской визуализации в соответствии с настоящим изобретением время сканирования связано со скоростью, с которой полосы, создаваемые интерферометром во время работы, перемещаются по рентгеновскому детектору. Это допускает более короткое время сканирования, что является особенно преимущественным для
- 10 маммографии, во время которой грудь находится в условиях болезненного сжатия и, следовательно, при этом время сканирования должно быть минимальным. Например, если учесть разумный размер (в направлении сканирования) интерферометра, составляющий примерно 40 мм, то тогда для системы сканирования разумно, чтобы по этим 40 мм создавались два периода интерференционных полос. При умеренном
- 15 считывании, порядка восьми считываний на период интерференционных полос, можно достичь считывания для каждого 2,5 мм сканирующего движения, что более чем на порядок величины меньше требуемого в сканирующих системах уровня техники. Это так потому, что в системе сканирования уровня техники, перемещение детектора, также как и считывание данных, требуется со скоростью, с которой рентгеновский детектор
- 20 движется по расстоянию, равному размеру пикселя, который обычно имеет порядок от 50 мкм (в случае маммографии) до 200 мкм (в случае радиографии).

Кроме того, устройство рентгеновской визуализации эффективно конфигурируется, по сравнению с системами сканирования уровня техники, так что каждый луч пучка рентгеновского излучения воздействует только на соответствующий единственный

- 25 детектирующий пиксель рентгеновского детектора в течение всей операции визуализации. Иначе говоря, имеется жесткая связь между лучами, с одной стороны, и пикселями детектора, с другой. Очевидно, что на один пиксель детектора будет воздействовать множество лучей.

Другой эффект от устройства рентгеновской визуализации состоит в том, что

- 30 эффективно избегают мозаичного размещения решеток, что обычно требуется, чтобы образовать составную решетку, имеющую занимаемую площадь, равную занимаемой площади рентгеновского детектора. То есть устройство рентгеновской визуализации использует модуль решеток, занимаемая площадь которого может составлять только долю занимаемой площади рентгеновского детектора.

- 35 В данном тексте, «оптическая ось» является воображаемой линией, которая задает траекторию, вдоль которой центральный рентгеновский пучок во время работы распространяется от рентгеновского источника к рентгеновскому детектору, и вдоль которого пучок рентгеновского излучения проявляет некоторую форму симметрии.

В данном случае предполагается, что объект, например пациент, остается

- 40 неподвижным (по меньшей мере относительно рентгеновского детектора) во время сбора данных, то есть пока устройство заставляет интерференционную решетку выполнять сканирующее движение, и пока излучение испускается из рентгеновского источника. Конечно же, это не исключает некоторых вариантов осуществления, где устройство рентгеновской визуализации выполнено с возможностью перемещения
- 45 объекта, например, пациента, относительно рентгеновского детектора между какими-либо сборами данных.

В соответствии с одним вариантом осуществления устройства рентгеновской визуализации один размер занимаемой площади упомянутой по меньшей мере одной

решетки имеет практически одинаковую протяженность с соответствующим размером занимаемой площади рентгеновского детектора. Здесь, «соответствующий размер» означает размер в практически параллельном направлении.

В соответствии с другим вариантом осуществления устройства рентгеновской

5 визуализации рентгеновский детектор представляет собой полноформатный рентгеновский детектор. Рентгеновский детектор предпочтительно является плоским, но изогнутые конфигурации здесь не исключены. В частности, в этом примере детектирующие пиксели рентгеновского детектора размещены в двумерной планировке.

В соответствии с другим вариантом осуществления устройства рентгеновской

10 визуализации устройство рентгеновской визуализации выполнено с возможностью вызывать другое движение упомянутой по меньшей мере одной решетки, отличное от сканирующего движения. Кроме того или альтернативно, устройство выполнено с возможностью вызывать движение объекта относительно упомянутой по меньшей мере одной решетки. Оба примера позволяют визуализировать объекты, имеющие 15 размер или больший, чем поле обзора рентгеновского детектора, или больший, чем занимаемая площадь интерферометра.

В соответствии с другим вариантом осуществления устройства рентгеновской визуализации интерферометр включает в себя дополнительную вторую решетку, аналогичным образом подвижную в при сканирующем движении, причем эти по

20 меньшей мере две решетки остаются в фиксированном пространственном взаимном расположении друг относительно друга во время сканирующего движения. Здесь вторая решетка может быть решеткой анализатора, то есть поглощающей решеткой, которая делает возможным смягчение требований к пространственному разрешению рентгеновского детектора с целью адекватного разрешения интерференционной 25 картины, создаваемой упомянутой по меньшей мере одной решеткой при взаимодействии с пучком рентгеновского излучения во время работы.

В соответствии с другим вариантом осуществления устройства рентгеновской визуализации решетки размещены с взаимно противоположных сторон исследуемой области. Этот пример предусматривает так называемую «обратную геометрию»

30 визуализации методом дифференциального фазового контраста и/или визуализацию методом темного поля. Такая обратная геометрия преимущественна в том, что она смягчает требования к пространственному разрешению рентгеновского детектора с целью адекватного разрешения интерференционной картины, создаваемой упомянутой по меньшей мере одной решеткой при взаимодействии с пучком рентгеновского 35 излучения во время работы.

В соответствии с другим вариантом осуществления устройства рентгеновской визуализации решетки размещаются на одной и той же стороне области визуализации. Этот пример допускает так называемую «обычную геометрию» для дифференциальной фазово-контрастной визуализации и/или визуализации методом темного поля.

40 В соответствии с другим вариантом осуществления устройства рентгеновской визуализации сканирующее движение осуществляется вдоль прямой траектории.

В соответствии с другим вариантом осуществления устройства рентгеновской визуализации сканирующее движение осуществляется вдоль изогнутой или дугообразной траектории.

45 В соответствии с другим вариантом осуществления устройства рентгеновской визуализации модуль рентгеновского детектора имеет монолитную структуру.

В соответствии с другим вариантом осуществления устройства рентгеновской визуализации рентгеновский источник выполнен с возможность движения относительно

объекта вдоль траектории, практически параллельной сканирующему движению. Этот пример предусматривает наклонную проекцию объекта на рентгеновский детектор и соответственно предоставляет возможности томосинтеза при визуализации. В этом тексте «практически параллельно» следует понимать как означающее параллельно,

- 5 включая в себя незначительные отклонения от этого до  $\pm 5$  градусов, что может возникать из-за допусков, вызванных, например, изготавлением и установкой устройства. Аналогично, в этом тексте «практически перпендикулярно» следует понимать как означающее перпендикулярно, включая в себя незначительные отклонения от этого до  $\pm 5$ , что может возникать из-за допусков, вызванных, например,
- 10 производственной установкой устройства. В соответствии с другим вариантом осуществления устройства рентгеновской визуализации устройство дополнительно содержит множество решеток источника, размещенных в ряд практически параллельно траектории, вдоль которой способен перемещаться рентгеновский источник. Этот пример делает возможным перемещение только рентгеновского источника с целью
- 15 визуализации с томосинтезом, то есть поддержание упомянутого множества решеток источника в стационарном положении при выполнении визуализации с томосинтезом. Поэтому этот пример преуменьшен в том, что значительно смягчаются требования к точности перемещения рентгеновского источника вдоль траектории по сравнению с одновременным движением рентгеновского источника и решетки источника вдоль
- 20 упомянутой траектории.

В соответствии с другим вариантом осуществления устройства рентгеновской визуализации сканирующее движение является вертикальным или горизонтальным. В данном тексте «горизонтальное» означает направление практически перпендикулярное направлению силы тяготения. Аналогично, в этом тексте, «вертикальное» означает,

- 25 что направление практически параллельно силе тяготения. Этот пример имеет эффект в допущении визуализации объекта, например, пациента, в стоячем положении или в лежачем положении, соответственно.

В соответствии с другим вариантом осуществления устройства рентгеновской визуализации штрихи упомянутой по меньшей мере одной решетки простираются в

- 30 направлении, практически параллельном сканирующему движению или практически перпендикулярном упомянутому движению.

В соответствии с другим вариантом осуществления устройства рентгеновской визуализации устройство рентгеновской визуализации дополнительно выполнено с возможностью вызывать во время операции визуализации перемещение упомянутой

- 35 по меньшей мере одной решетки в сканирующем движении относительно рентгеновского детектора до такой степени, чтобы на упомянутую по меньшей мере одну решетку не воздействовал пучок рентгеновского излучения во время работы. Этот пример имеет эффект в допущении переключения от дифференциальной фазово-контрастной визуализации и/или визуализации темного поля к обычной радиологии, то есть
- 40 проекционной визуализации, и наоборот.

Устройство рентгеновской визуализации в соответствии с настоящим изобретением позволяет полезное применение в клинической среде, такой как больница. Более определенно, настоящее изобретение является очень подходящим для применения в методах визуализации, таких как маммография, диагностическая радиология и

- 45 интервенционная радиология для медицинского обследования пациентов. Кроме того, настоящее изобретение позволяет полезное применение в промышленной среде. Более определенно, настоящее изобретение является очень подходящим для применения в неразрушающем контроле (например, анализ относительно состава, структуры и/или

качеств биологических, а также небиологических образцов), так же как и для сканирования в целях контроля безопасности (например, сканирование багажа в аэропортах).

#### КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

5 Примерные варианты осуществления изобретения описываются ниже в связи со следующими чертежами, на которых:

Фиг. 1-6 изображают варианты осуществления устройства рентгеновской визуализации со стационарным рентгеновским детектором и изогнутой траекторией сканирования решетки;

10 Фиг. 7-10 изображают другие дополнительные варианты осуществления устройства рентгеновской визуализации со стационарным рентгеновским детектором и с линейной (то есть не изогнутой) траекторией сканирования решетки;

Фиг. 11 показывает геометрию интерференционных решеток в контексте линейных движений сканирования.

#### 15 ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ ВАРИАНТОВ ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ

Со ссылкой на нижеследующие чертежи предлагается новый тип устройства рентгеновской визуализации. Рентгеновское устройство имеет возможность многоканальной визуализации, то есть оно не только имеет возможность визуализации пространственного распределения поглощения объекта или в объекте ОВ, но также и

20 пространственного распределения преломления (фазово-контрастная визуализации) и/или пространственного распределения малоуглового рассеяния (визуализация темного поля). Возможности этого типа визуализации иногда относятся к DPCI

(дифференциальная фазово-контрастная визуализация), но, опять же, конечно, можно отобразить не только фазовый контраст, но также и изображения в соответствии с

25 другими двумя каналами. Если кратко, то вновь предлагаемое устройство рентгеновской визуализации имеет интерферометр на основе дифракционной решетки, который имеет возможность сканирования по всему стационарному рентгеновскому детектору.

Обратимся теперь к Фиг. 1, где схематично показан вариант осуществления вновь предлагаемого устройства визуализации. Мы будем также использовать Фиг. 1 для 30 введения некоторых основных компонентов визуализации, некоторые из которых будут охарактеризованы по остальным вариантам осуществления с подобными условными обозначениями, указывающими на подобные компоненты.

Снова обращаясь к Фиг. 1, но более подробно, возможности многоканальной визуализации обеспечиваются интерферометром IF, встроенным в устройство 35 рентгеновской визуализации.

В одном варианте осуществления интерферометр IF содержит две структуры G1 и G2 решеток, хотя, как будет отмечено ниже, интерферометры с единственной решеткой (имеющие только единственную решетку G1) здесь не исключены и будут описаны ниже. В конкретном случае интерферометра IF с единственной решеткой рентгеновский 40 детектор D предпочтительно имеет достаточно малый шаг, а следовательно, достаточно большое пространственное разрешение для регистрации, то есть соответственного разрешения интерференционной картины, создаваемой решеткой G1 с целью дифференциальной фазово-контрастной визуализации и/или визуализации методом темного поля. С этой целью рентгеновский детектор может быть рентгеновским 45 детектором с высоким разрешением, по существу известным, имеющим пространственное разрешение 50 микрон или более.

Решетка G1 является или поглощающей решеткой или фазосдвигающей решеткой, тогда как G2 представляет собой поглощающую решетку. Решетки изготовлены

фотолитографической обработкой подходящих подложек, таких как кремниевые пластины (прямоугольные или равномерные квадратные, но другие формы также могут быть в других ситуациях). Картина периодических штрихов формируется на этих кремниевых «платах», сформированных канавками с различным отношением высоты к ширине. Канавки могут быть заполненными подходящим наполнителем, таким как золото, или другим материалом. Картины штрихов предпочтительно являются одномерными, но могут также быть двумерными, так чтобы обеспечить рисунок шахматной доски. В 1D примере штрихи простираются только в одном направлении по всей поверхности кремниевой платы. Здесь включены следующие модули:

10 Устройство рентгеновской визуализации дополнительно содержит рентгеновский источник XR и рентгеновский детектор D. Предпочтительно, рентгеновский детектор D представляет собой 2D рентгеновский детектор полного обзора или плоский или изогнутый. Альтернативно, рентгеновский детектор D может также быть выполнен как множество дискретно разнесенных отдельных линий элементов детектора. Такой 15 рентгеновский детектор обозначается как «линейный детектор». Однако, предпочтительно, чтобы рентгеновский детектор был «цистинной» 2D структурой, где множество детектирующих пикселей размещаются в строках и столбцах в виде матрицы, формируя 2D поверхность, чувствительную к рентгеновскому излучению, пригодную для регистрации рентгеновского излучения, испускаемого рентгеновским источником.

20 Рентгеновский детектор D и рентгеновский источник разнесены друг от друга для формирования исследуемой области ER. Исследуемая область соответственно имеет пространство для приема визуализируемого объекта OB. Объект может быть неодушевленным или живым объектом. Например, объект может быть частью багажа или другого визуализируемого предмета, например, материала для неразрушающего 25 контроля и т.д. Однако предпочтительно предполагается медицинская практика, где (живой) «объект» - это пациент, человек или животное или по меньшей мере его анатомическая часть, поскольку не всегда бывает так, что необходимо визуализировать весь объект, но только определенную, представляющую интерес анатомическую область. Ниже, для простоты, объект OB рассматривается как «пациент OB», но предполагается, 30 что немедицинские приложения предлагаемого блока формирования изображений не исключены.

Интерференционные структуры G1 и G2 решеток размещаются в исследуемой области ER между рентгеновским источником XR и рентгеновским детектором D. Более определенно, рентгеновский источник XR имеет фокальное пятно FS, из которого 35 исходит пучок рентгеновского излучения. Имеется пространство между фокальным пятном FS и чувствительной к рентгеновскому излучению поверхностью детектора, где размещены две или три структуры решеток. Далее будет удобно обозначить решетку G1 как фазовую решетку и решетку G2 как решетку анализатора. В некоторых вариантах осуществления, имеется дополнение к интерференционным решеткам G1, G2 40 интерферометра IF в виде дополнительной решетки G0, которая будет обозначаться как решетка источника.

Решетка G0 источника размещается вблизи рентгеновского источника, например, размещается у выходного окна корпуса действующей рентгеновской трубы. Функция решетки G0 источника заключается в том, чтобы сделать испускаемое излучение по 45 меньшей мере частично когерентным. Иначе говоря, решетка G0 источника может быть исключена, если используется рентгеновский источник, который имеет возможность создавать изначально когерентное излучение.

Возможности многоканальной визуализации обеспечиваются интерферометром IF

следующим образом: По меньшей мере частично когерентное излучение проходит через исследуемую область ER и взаимодействует в ней с объектом OB. Объект затем модулирует затухание, преломление и малоугловое рассеяние в излучении, которые затем могут быть извлечены действием тандема решеток G1 и G2. В частности, решетки G1, G2 индуцируют интерференционную картину, которая может быть зарегистрирована в рентгеновском детекторе D как интерференционные полосы картины Муара. Также, в частности, если не было никакого объекта в исследуемой области, то все же будет интерференционная картина, наблюдаемая рентгеновским детектором D, называемая опорной картиной, которая обычно фиксируется во время процедуры калибровки. Это выполняется специальной регулировкой или «рассогласованием» взаимного пространственного расположения этих двух решеток G1 и G2 посредством небольшого изгиба, например, так чтобы эти две решетки не были совершенно параллельны. Теперь, если объект находится в исследуемой области и взаимодействует с излучением, как упомянуто выше, картина Муара, которая теперь больше отвечает картине объекта, может быть рассмотрена как нарушенная версия опорной картины. Это отличие от опорной картины может затем быть использовано для расчета одного или всех трех изображений (затухания, фазового контраста, темного поля). Также, в частности, для возможности получения подходящих сигналов, из которых могут быть рассчитаны изображения, сканирующее движение выполняется тандемом решеток G1-G2. В результате этого движения, в каждом пикселе рентгеновского детектора D регистрируется ряд значений интенсивности. Для хороших результатов рассогласование решеток G1, G2 таково, что период картины Муара должен простираться для нескольких его циклов (два или три) в направлении сканирующего движения. Для каждого пикселя рентгеновского детектора ряд значений интенсивности может тогда быть приспособлен к прямой модели (синусоидального) сигнала, например, так чтобы получить соответствующие вклады от преломления, поглощения и малоуглового рассеяния. Этот тип обработки сигналов выполняется в модуле обработки сигналов, не показанном на Фиг. 1, и был уже описан в другом месте. При радикальном отступлении от предыдущих подходов визуализации с фазовым контрастом и/или сигналом темного поля, в настоящих вариантах осуществления, как предлагается здесь, рентгеновский детектор D остается неподвижным во время исследования. В частности, рентгеновский детектор D остается неподвижным для любой данной ориентации оптической оси OX, которая показана на Фиг. 1 как простирающаяся вдоль оси Z. Также, иначе говоря, в данном случае предлагается сохранять рентгеновский детектор D стационарным (по меньшей мере во время операции получения изображений) относительно произвольной опорной точки в исследуемой области. Интерференционная установка, как описано выше, представляет собой интерферометр, обычно обозначаемый как интерферометр Тэлбота-Лауз. Расстояния между G0 и G1 и между G1 и G2 должны быть точно согласованы, чтобы соответствовать требованиям расстояния Тэлбота, которое в свою очередь является функцией «шага» (то есть пространственного периода штрихов решетки) для соответственной решетки. Перемещение интерферометра IF относительно рентгеновского детектора D может вызвать небольшое изменение в распределении интерференционных полос из-за дрейфа интерференционных полос. Однако, в конкретном примере, дрейф интерференционных полос компенсируется соотнесением такого дрейфа с дрейфом интерференционных полос, полученным в опорном сканировании. Такое опорное сканирование может быть пустым сканированием, выполненным при установке устройства рентгеновской визуализации.

Как уже отмечено, движение для сбора данных необходимого измерения при выборке

интерференционной картины достигается операцией сканирования решеток G1 и G2. В одном варианте осуществления интерферометр IF по существу представляет собой «пакет решеток» с двумя решетками G1 и G2, неподвижно установленными друг относительно друга в поддающей рамке или кассете, и эта рамка неподвижно размещена на сканирующем кронштейне GT или на другой подвижной структуре гентри (не показано на Фиг. 1). Кронштейн и с ним интерферометр IF выполняет качающееся движение по всей поверхности рентгеновского детектора. Поворотная точка для сканирующего движения кронштейна проходит через фокальное пятно FS рентгеновского источника, но это может быть и не так для всех вариантов осуществления. Решетки G1 и G2 интерферометра IF поддерживаются в фиксированном пространственном взаимном расположении друг относительно друга все время в течение сканирующего движения и остаются практически параллельными или по меньшей мере в фиксированном пространственном взаимном расположении с решеткой G0. Соответствующая следящая электронная схема (не показана) согласовывает положение интерферометра с положением пикселя рентгеновского детектора для своевременного запуска последовательности пакетов импульсов считывания, чтобы была уверенность в том, что каждый пиксель поддерживается вышеупомянутым рядом измерений для корректной выборки интерференционной картины.

Для поддержания низкими издержек производства следует отметить, что занимаемая площадь интерферометра, в частности, область, занятая решетками G1 и/или G2, меньше, чем чувствительная к излучению область поверхности рентгеновского детектора D. Например, на Фиг. 1, если его рассматривать вдоль оптической оси, занимаемая площадь обеих решеток составляет только долю ширины рентгеновского детектора, а именно только половину ширины, четверть, 1/8-ю, и т.д. На Фиг. 1, плоскость X-Y представляет собой плоскость рентгеновского детектора с X, Y обозначающими направления пикселизации в рентгеновском детекторе D. В варианте осуществления на Фиг. 1 (но не обязательно во всех вариантах осуществления) имеется также и рентгеновский источник, который вращается вокруг фокуса, который проходит через фокальное пятно FS. Ось вращения RA для сканирующего кронштейна рентгеновского источника простирается в плоскости чертежа на Фиг. 1 (по направлению Y). Вращение рентгеновского источника совместно с качающимся движением тандема решеток G1, G2 позволяет увеличить поток излучения.

В соответствии с одним вариантом осуществления имеется также предварительный коллиматор, размещенный между рентгеновским источником и пациентом ОВ, так чтобы приспособить пучок излучения к размерам или к занимаемой площади решеток G1 и/или G2. Коллиматор PC двигается совместно с качающимся движением интерферометра IF во время получения изображений. Один из вариантов достижения этого заключается в том, чтобы установить коллиматор на кронштейн сканирования GT близко к решетке G0 источника на соответствующем расстоянии.

В варианте осуществления с Фиг. 1 имеется также решетка G0 источника, которая движется совместно с качающимся сканирующим движением пакета решеток G1, G2, так чтобы оставаться параллельной все время в течение вращательного сканирующего движения. Один из вариантов выполнения этого заключается в том, чтобы установить решетку в кронштейн сканирования.

Как показано на Фиг. 1, между интерферометром и поверхностью рентгеновского детектора может быть размещена антирассевающая сетка ASG.

В варианте осуществления с Фиг. 1 предполагается, что пациент ОВ лежит на столе для исследования или на кушетке С (не показана на Фиг. , но видна на Фиг. 2) во время

получения изображений. Иначе говоря, продольная ось пациента простирается в плоскость чертежа в соответствии с Фиг. 1, тогда как качающееся движение решеток G1, G2 (а также решетки G0) происходит в вертикальной плоскости с продольной осью (на Фиг. 1 простирающейся в направлении Y) пациента, простираясь в плоскости чертежа на Фиг. 1.

Взаимно жестко установленные решетки G1, G2 перемещаются на полной длине от одного края рентгеновского детектора до противостоящего края рентгеновского детектора, если требуется полномасштабное изображение, то есть изображение, которое настолько же широко в направлении сканирования, как и сам рентгеновский детектор.

Однако если пользователь требует меньшего FOV (поле обзора), то может быть использован уменьшенный диапазон сканирования для минимизации времени получения данных. На чертежах с Фиг. 1 два противостоящих края простираются в направлении Y, при том, что сканирующее качание происходит перпендикулярно, в направлении X.

В частности, и как будет ясно из Фиг. 1, для гарантии того, что на участке края рентгеновского детектора D также имеются пиксели, которые получают достаточное количество последовательных измерений интенсивности, интерферометр IF будет, при его сканирующем движении, даже немного качаться вне области поверхности рентгеновского детектора, то есть вне двух противостоящих краев рентгеновского детектора. Хотя это и не обязательно так для всех вариантов осуществления (см., например, Фиг. 3), оба размера, то есть длина и ширина решеток G1 и G2, меньше, чем соответствующая длина и ширина плоскости рентгеновского детектора.

В частности, каждая из двух решеток G1 и G2 может быть сформирована из единственного модуля решеток. То есть в одном варианте осуществления по меньшей мере одна или предпочтительно обе решетки G1, G2, каждая сформированы из монолитной детали прямоугольной или квадратной кристаллической пластины. Также это позволяет сохранить стоимость, поскольку дорогое мозаичное решение (где множество таких модулей соединяются вместе) не является необходимыми, хотя такая мозаичная конфигурация не исключается и, в частности, предполагается в некоторых из вариантов осуществления. Эта ситуация показана на виде в плане как (a) на Фиг. 2 (рассматриваемом по оптической оси OX в направлении Z). В одном варианте осуществления для возможности отображения большей обследуемой области кушетка С с пациентом ОВ на ней продвинута подходящим актуатором в Y или X направлении, то есть вдоль одного из краев рентгеновского детектора D. Во время этого движения кушетки С интерферометр G1, G2 (показанный, как заштрихованный прямоугольник на чертеже (a)) перемещается, как описано выше, в сканирующем движении для сканирования чувствительной поверхности рентгеновского детектора от края рентгеновского детектора до края рентгеновского детектора, так чтобы сканировать фактически по извилистой траектории требуемую обследуемую область. Иначе говоря, операция сканирования выполняется по множественным «дорожкам», каждая из которых показана как горизонтальные полосы на Фиг. 2. В одном варианте осуществления возвратно поступательное движение интерферометрического пакета G1, G2 решеток интерферометра IF между краями рентгеновского детектора при операции сканирования может быть выполнено, пока кушетка продвигается мимо рентгеновского детектора. Предпочтительно и альтернативно, для уменьшения размытости изображения в другом варианте осуществления два движения, то есть сканирующее движение G1, G2 интерферометра и движение кушетки, чередуются. То есть имеется, например, первое сканирующее движение по всей плоскости рентгеновского детектора в одном направлении для сбора измерений на первой дорожке.

Тогда интерферометр остается там. Затем кушетка продвигается, а интерферометр IF 5 затем возвращается в противоположном направлении к другому краю для сканирования второй дорожки, и так далее. Как вариант к Фиг. 2, относительное движение между интерферометром IF и пациентом может также быть достигнуто посредством того, что

- 5 кронштейн сканирования выполнен с возможностью второго движения, перпендикулярного движению в соответствии с направлением сканирования. Так, вместо того, чтобы кушетка продвигалась мимо рентгеновского детектора, может двигаться кронштейн сканирования и качаться не только по всей ширине рентгеновского детектора, но и может также двигаться перпендикулярно этому направлению. Иначе 10 говоря, плоскость качания кронштейна сканирования GT может быть сдвинута вдоль оси пациента. «Полосовые» изображения, реконструированные из данных, собранных на различных дорожках, затем могут быть объединены, как схематично показано на чертеже (b), в супер-изображение для охвата требуемой обследуемой области.

Рассмотрим теперь Фиг. 3, показывающую другой вариант осуществления,

- 15 выполненный так, чтобы предоставить возможность пациенту стоять (вертикально) во время сбора данных рентгеновской визуализации. Эта конструкция может быть преимущественной для отображения грудной клетки. Виды А, В представляют собой виды сбоку, тогда как вид С представляет собой вид спереди через рентгеновский детектор D по направлению к рентгеновскому источнику XR, то есть вдоль оптической оси ОХ. По сравнению с Фиг. 1 оптическая ось в варианте осуществления с Фиг. 3 фактически повернута на 90°, иначе говоря, интерферометр IF теперь выполняет изогнутое сканирующее движение в вертикальном направлении (относительно основания помещения для обследования) сверху донизу или от основания наверх. Это обозначено на виде спереди С стрелками, показывающими (направленное вниз) движение 20 интерферометра IF во время работы. Хотя и не обязательно, что это так во всех вариантах осуществления, на Фиг. 3 решетки G1, G2 интерферометра IF теперь по существу выполнены как полосовые решетки, которые имеют одинаковую протяженность с шириной рентгеновского детектора, перпендикулярно к сканирующему движению. Также решетки G1, G2 могут быть сформированы как монолитные из 25 единственной длинной кристаллической пластины или подложки. Однако в других вариантах осуществления полосовая конфигурация может быть достигнута мозаичной структурой, которая представляет собой объединение множества меньших отдельных монолитных модулей решеток. Рентгеновский детектор может быть подведен на 30 соответствующем креплении в потолке помещения для исследования или может быть установлен на половом штативе. Решетки G1 и G2 жестко устанавливаются на 35 кронштейне сканирования. Одновременно, кронштейн сканирования GT может быть установлен на полу или на потолке. Виды сбоку на чертежах А и В показывают различные моменты в течение сканирующего движения кронштейна сканирования GT, когда он движется вдоль вертикальной траектории сканирования в круговом или по 40 меньшей мере дугообразном движении. Также, хотя это и не обязательно во всех вариантах осуществления, решетка G1 источника размещается для совместного вращения вокруг фокального пятна FS. Один вариант выполнения этого заключается в том, чтобы все три решетки были размещены в кронштейне сканирования, чтобы они 45 поддерживались взаимно неподвижными и параллельными во время вертикального движения вверх или вниз. На Фиг 3 и на нижеследующих чертежах, части, которые движутся одновременно или совместно, показаны в отмеченном штриховой линией поле, отображающем кронштейн сканирования GT.

Обратимся теперь к Фиг. 4, которая подобна Фиг. 3 за исключением того, что она

включает в себя вид В в плане устройства визуализации. Как лучше всего видно на этом виде В, в одном варианте осуществления кронштейн сканирования GT по существу имеет С-форму для частичного охвата исследуемой области и, следовательно, пациента ОВ. Кронштейн сканирования имеет консольную конструкцию и выполнен как

- 5) поворотный в вертикальной плоскости вокруг фокального пятна FS для полного сканирования рентгеновского детектора D сверху донизу. В этом варианте осуществления с вертикальным направлением сканирования следует обеспечить, чтобы кронштейн сканирования GT был изготовлен из материала с достаточной жесткостью, если это не исключено, но по меньшей мере для гарантии того, чтобы любая
- 10) механическая деформация, например, продольная деформация или изгиб, поддерживались на приемлемом минимуме для избегания или уменьшения артефактов. Также в варианте осуществления в соответствии с Фиг. 3 и 4, рентгеновская трубка XR сама может вращаться вокруг оси вращения через ее фокальную точку, хотя это является необязательным и это может не быть так во всех вариантах осуществления. Иначе
- 15) говоря, в одном варианте осуществления рентгеновский источник остается стационарным, хотя кронштейн сканирования выполняет свою операцию сканирования. Также, в вариантах осуществления в соответствии с Фиг. 3 и 4 конфигурация интерферометра IF в виде полосы, которая перемещается от края рентгеновского детектора до края рентгеновского детектора - это всего лишь один вариант
- 20) осуществления. Точно так же как и в вариантах осуществления с Фиг. 1 или Фиг. 2 интерферометр IF может быть меньшим, чем плоскость рентгеновского детектора в обоих измерениях X и Y. В частности, пакет решеток, сформированный из единственного монолитного модуля для G1 и G2, соответственно, также предполагается в вариантах осуществления с Фиг. 3-4. Однако, в этом случае более сложный кронштейн
- 25) сканирования GT, соответственно шарнирно присоединенный, подобный робототехническому кронштейну, может быть использован для отслеживания извилистой траектории сканирования в X и Y направлении.

Обратимся теперь к вариантам осуществления с Фиг. 5, где виды А, В, С соответствуют виду в плане, виду сбоку и виду спереди, соответственно. Конфигурация 30) подобна таковой с Фиг. 3 и 4, но теперь изогнутая или дугообразная траектория сканирования следует горизонтальному направлению. Иначе говоря, во время сканирования пакет G1, G2 решеток проходит мимо плоскости рентгеновского детектора слева направо или справа налево. В этом варианте осуществления гентри 35) предпочтительно устанавливается на потолке, как поворотный вокруг оси вращения, параллельной продольной оси пациента ОВ во время сканирования. Также предполагаются варианты с установкой на полу. Рентгеновский источник может быть 40) поворотным совместно с кронштейном гентри, но может также оставаться стационарным, как показано здесь с предварительным коллиматором, размещенным между фокальным пятном и решеткой источника. Как и в предварительно описанных вариантах осуществления может иметься предварительный коллиматор, который 45) вращается совместно с решетками для гарантии того, что пучок является конформным с занимаемой площадью пакета G1, G2 решеток. Как и прежде, коллиматор может быть установлен как одна или более щелей, ориентированных перпендикулярно к одному из краев рентгеновского детектора D, например, в X или Y направлении. Горизонтально-поворотный кронштейн сканирования GT соединен с противовесом CW по другой стороне оси вращения для гарантии плавной и стабильной работы. Подвешенный на потолке гентри GT в одном варианте осуществления, предполагается как имеющий регулируемую высоту для предоставления возможности позиционирования

рентгеновского детектора в требуемую обследуемую область.

Обращаясь теперь к Фиг. 6, этот вариант осуществления подобен вариантам осуществления в соответствии с Фиг. 3 и 4, но теперь используется обратная геометрия решетки. Иначе говоря, фазовая решетка G1 теперь уже не устанавливается жестко на

решетку-анализатор G2, но вместо этого жестко устанавливается на решетку G0 источника или по меньшей мере жестко относительно решетки G0 источника. Иначе говоря, исследуемая область ER оказывается теперь «зажатой» между этими двумя решетками G1 и G2 и не находится как прежде вне пакета G1, G2 решеток

интерферометра. Опция обратной геометрии в соответствии с Фиг. 6 позволяет обеспечить множество преимуществ, например, это предоставляет возможность регулировки чувствительности темного поля. Снижение чувствительности выполняется уменьшением расстояния между пациентом ОВ и G2; в варианте осуществления в соответствии с Фиг. 3 и 4 это снижение может быть достигнуто увеличением расстояния между пациентом ОВ и решеткой G1, что, однако, увеличивает геометрическое

увеличение изображения и, таким образом, уменьшает размер поля обзора. Кроме того, обратная геометрия позволяет использовать решетки G2 сравнительно более низкого качества по сравнению с более ранними не обратными решеточными конфигурациями. Также это позволяет ограничить производственные расходы. Кроме того, размещаемый пакет G1, G2 решеток более не находится перед пациентом, но располагается позади

пациента как пакет G0 и G1. Обратная конфигурация позволяет получить улучшенную эргономику, поскольку она может помочь, особенно склонным к клаустрофобии пациентам, ощущать себя более комфортно во время выполнения операции сканирования. В варианте осуществления с Фиг. 6 решетки G0 и G1 устанавливаются жестко между собой и остаются параллельными решетке G2 все время в течение

получения данных. Иначе говоря, пакет G1, G2 поворачивается совместно с решеткой G2 на другом конце кронштейна. Как и ранее, рентгеновский источник XR может быть поворотным или не быть поворотным. Хотя и не показано, поворотный предварительный коллиматор CR может быть использован подобным же образом, как и описано выше.

Хотя в вариантах осуществления в соответствии с Фиг. 1-6 была рассмотрена изогнутая траектория сканирования, это может быть и не столь обязательно для всех вариантов осуществления.

Например, обращаясь к варианту осуществления с Фиг. 7, который подобен варианту осуществления на Фиг. 1, где пациент предполагается лежащим во время получения

данных изображения, пакет G1, G2 решеток теперь выполнен для прохождения линейной траектории сканирования, параллельной рентгеновскому детектору D и решетке G0 источника, на соответствующем расстоянии. И рентгеновский источник, и решетка источника остаются неподвижными относительно данной ориентации оптической оси. В частности, в вариантах осуществления с линейным движением сканирования не

требуется никакого движения рентгеновского источника и/или решетки источника, если решетка источника достаточно велика для облучения всего рентгеновского детектора. Для гарантии того, что рентгеновское излучение ограничено занимаемой площадью линейно двигающегося пакета G1, G2 решеток, имеется предварительный коллиматор PC между объектом и решеткой G0, апертура которого движется

параллельно рентгеновскому детектору и таким образом, что щель всегда остается противостоящей пакету рентгеновского детектора.

Обратимся теперь к Фиг. 8, на котором показана вариация вариантов осуществления в соответствии с Фиг. 3, 4, но на этот раз с линейной траекторией сканирования. Для

достижения этого штрихи решеток G1 и G2, а также G0 выставлены вдоль направления сканирования (в этом случае, вертикальное направление сканирования). Иначе говоря, штрихи простираются в плоскость чертежа с Фиг. 8. Поскольку штрихи решеток вытянуты параллельно направлению сканирования, то оказывается возможным

5 сохранить решетку G0 источника неподвижной и перемещать только пакет G1, G2 решеток вдоль линейной траектории. Для достижения хорошего качества изображения в одном варианте осуществления предполагается наличие по меньшей мере одной, предпочтительно всех решеток G1, G2 и G0, размещенных фокусирующими образом для выставления направлений канавок решеток к фокальному пятну FS. Иначе говоря,

10 канавки не сформированы как параллельные «бороздки» в материале как в предшествующем варианте осуществления, но несколько наклонены друг относительно друга так, чтобы вместе сходиться к фокальному пятну от различных направлений. На виде в соответствии с Фиг 8, где рассмотрение приведено вдоль канавок, можно видеть, что они вместе следуют по изогнутой схеме, обозначенной пунктирными линиями.

15 Альтернативно, можно достигнуть этой сфокусированной конфигурации с использованием подложки (возможно, из материала, отличного от кремния), которая позволяет более простой изгиб, такой как Каптон. Канавки могут тогда быть сформированы как параллельные, и затем подложка несколько изгибается для достижения выставления с фокальным пятном.

20 Вариант осуществления с Фиг. 9 представляет собой вариант с Фиг. 8 с противоположным размещением решетки, подобным размещению, которое пояснялось выше в связи с Фиг. 6. Иначе говоря, теперь имеется только решетка G2, которая выполняет операцию сканирования вдоль линейной траектории, тогда как G1 и G0 остаются неподвижными друг относительно друга. Также, пациент теперь размещается 25 между G1 и G2, а не вне пространства между G1 и G2, как ранее на Фиг. 6. Также для гарантии хорошего качества изображения штрихи простираются вдоль направления сканирования, в этом случае горизонтально, тогда как G0 и G1 жестко поддерживаются неподвижными. Штрихи в G2 также предпочтительно формируются как фокусирующими образом, как пояснялось выше в связи с Фиг. 8.

30 Что касается Фиг. 10, здесь показана вариация варианта осуществления с Фиг. 7. В варианте осуществления в соответствии с Фиг. 10 показано рентгеновское устройство, которое имеет возможность выполнения визуализации с томосинтезом, хотя те же самые возможности томосинтеза могут быть предусмотрены также для вариантов осуществления в соответствии с Фиг 8, 9. Рентгеновская визуализации с томосинтезом

35 - это рентгеновская проекционная методика, которая предоставляет зависящую от z информацию от исследуемого образца. Последовательные проекционные изображения получаются для различных углов рентгеновского пучка, который проходит объект ОВ. Проекционные данные, собранные от различных угловых положений, реконструируются соответствующей методикой томосинтеза в 3-мерное представление

40 в трех контрастах (фаза, затухание или темное поле) распределения материала объекта ОВ. На Фиг. 6 схематично показана возможность томосинтеза решеточного сканирующего рентгеновского устройства. По существу, рентгеновская трубка или по меньшей мере ее блок фокального пятна FS перемещается в различные X- или Y- положения.

45 Более определенно и в дополнение к тому, что было описано ранее в связи с Фиг. 7, в варианте осуществления с Фиг. 10 по меньшей мере фокальное пятно (не обязательно весь рентгеновский источник XR) размещено для движения дискретными шагами вдоль траектории рентгеновского сканирования, параллельно сканирующему движению

пакета G1, G2 решеток. Однако, пакет G1, G2 решеток и фокальное пятно не перемещаются вместе, но упомянутые движения чередуются. То есть рентгеновский источник движется к конкретному пятну вдоль траектории рентгеновского луча, останавливается здесь, а затем пакет G1, G2 решеток сканируется по рентгеновскому 5 детектору, как описано в других вариантах осуществления на Фиг. 7-9, для получения данных изображения для этого пятна или только «перспективного вида». После завершения сканирования пакета G1, G2 решеток фокальное пятно затем переходит к следующему пятну, и сканирование решетки повторяется на этот раз для этого, второго пятна и так далее. Для томосинтеза достаточно соответственно разнесенные два пятна, 10 предпочтительно три, или даже большее число пятен. Подходящий актуатор используется для выполнения движения фокального пятна или всей сборки рентгеновской трубы.

В одном варианте осуществления имеется единственная решетка G0, которая 15 движется с линейно перемещающимся рентгеновским источником или фокальным пятном FS. Однако, в предпочтительном варианте осуществления, как показано на Фиг. 10, решетка источника сама по себе не перемещается. Вместо этого множество решеток G0<sub>i</sub> источника, например, но обязательно i=3, как показано на Фиг. 10, 20 располагаются линейным образом. Рентгеновский источник тогда движется от решетки G0<sub>i</sub> к решетке G0<sub>i+1</sub> для обеспечения различных, в этом случае трех различных, угловых положения относительно объекта ОВ и рентгеновского детектора D, для сбора сигналов проекционного изображения для томосинтеза. Упомянутое множество решеток G0<sub>i</sub> 25 источника, две или более, могут быть размещены в рамной конструкции, которая находится, напротив трубы XR в пределах прямой видимости на соответственно отрегулированном расстоянии от выходного окна корпуса трубы. Трубка может или 30 двигаться в пределах корпуса, или движется целиком корпус с трубкой мимо ряда решеток источника. В более раннем варианте осуществления выходное окно размещается достаточно далеко для продления всей длины ряда решеток G0<sub>i</sub>. Следует отметить, что структура с противостоящей решеткой, рассмотренная выше, также может быть использована как альтернатива для вариантов осуществления в соответствии с Фиг. 1, 7 и 10.

На Фиг. 11 показана иллюстрация геометрических оснований, которые позволяют использовать линейные траектории сканирования. Действительно, читатель может быть удивлен, что интерференционная установка все еще работает, когда выполняется 35 наклонное (в направлении X) облучение объекта. Но заявителем было обнаружено, что относительно используемого соотношения сторон решеток G0, G1, G2, имеется трансляционная инвариантность в направлении X (направление одного из краев рентгеновского детектора), когда канавки решетки выставлены вдоль x. Это свойство инвариантности интерферометра системы G1, G2 также эксплуатировалась в 40 вышеупомянутых вариантах осуществления при сканировании блоком G1/G2-интерферометра IF в X или Y направлении мимо неподвижного рентгеновского детектора и неподвижной рентгеновской трубы XR. Как можно видеть из Фиг 11, внутрирешеточные траектории через интерферометр не являются теми же самыми в течение линейной трансляции. Все же, установки Тэлбота требуют, чтобы некоторые 45 фиксированные расстояния поддерживались для достижения мультиплексии картин Тэлбота. Однако заявитель обнаружил геометрическое соотношение, которое может быть использовано для получения преимущества при использовании линейных траекторий сканирования, поскольку изменения соответствующих траекторий в течение

линейного сканирования точно компенсируют друг друга. Более определенно и в связи с Фиг. 11, длина траектории через интерферометр изменится при переходе от вертикального к наклонному к облучению объекта. Используемые здесь длины траектории - это траектории  $l_0$  (от решетки G0 к G1) и траектории  $d_0$  (от G1 к G2) для случая вертикального облучения. Для наклонного облучения, эти длины траекторий записываются как  $l$  и  $d$ , соответственно. Длины  $l$  и  $d$  увеличиваются на  $1/\cos\theta$ , когда облучение изменяется на состояние наклонного облучения ( $\theta>0$ );  $d=d_0/\cos\theta$ ;  $l=l_0/\cos\theta$ , но в данном случае важно то, что главные конструкционные правила относительно интерференционной установки диктуют подобное  $d/l$  отношение, такое как:

$$d_0/l_0=p_2/p_0,$$

с  $p_0$  и  $p_2$ , обозначающими шаги решеток G0 и G2, соответственно. Правила интерференционной конструкции определяют через длину траектории и отношения шага определенную полосу пропускания энергии или «конструктивную энергию» для излучения, где «видимость» интерференционной картины максимальна.

Конструкционное отношение  $p_1$  (шаг решетки G1) и  $p_2$  задается посредством:

$$p_2=p_1/2 \text{ (для отношения плоской волны) и посредством}$$

$$p_2=p_1/2*l/d/(l/d-1) \text{ (для отношения сферической волны).}$$

Здесь, показано только отношение  $d/l$  или  $l/d$ , а влияние угла  $\theta$  исключено.

Третье отношение связывает энергию  $E$  фотона конструкции или длину  $\lambda$  волны конструкции ( $E \sim 1/\lambda$ ) с шагом  $p_1$  решетки G1:

$$d \sim p_1^2/\lambda \sim p_1^2 * E$$

Здесь показано только  $d$ . Но, в соответствии с зависимостью  $\cos\theta$  эффективной длины  $d$  траектории сдвиг конструктивной энергии является малым. Например, для угла томографирования  $\theta=20^\circ$  это составляет только увеличение примерно на 6% конструктивной энергии, что или оказывается незначительным для данных целей, или, в случае необходимости, этот малый сдвиг энергии можно соответственно учесть при обработке сигналов на стадии реконструкции.

В завершение следует здесь отметить, что число и ориентация полос Муара не зависят от ориентации структур G1 и G2 решеток (или параллельно X или Y или между ними). То есть число и ориентация интерференционных полос определяются исключительно взаимным рассогласованием интерферометрической установки и решетки G0. Это тот факт, который также используется здесь и делает возможным предложенное использование неподвижных полноформатных рентгеновских детекторов.

Следует понимать, что интерферометрическая установка, как пояснялось выше на предыдущих чертежах, может быть встроена как дополнение к обычному существующему устройству рентгеновской визуализации, такому как система для маммографии или планарные 2D системы радиографии. Благодаря, в частности, темно-полевому каналу, могут быть изучены аномалии микрокальцификации человеческой груди. Также, при рентгенографии грудной клетки могут быть исследованы аномалии клеточной структуры, связанные с хроническим обструктивным легочным заболеванием (COPD), опять же благодаря получению визуализации методом темного поля.

Кроме того, вышеописанная концепция использования сканирующих интерференционных решеток в комбинации со стационарным полномасштабным рентгеновским детектором (имеющим чувствительную к излучению площадь, большую, чем площадь интерференционной решетки(-ок)) также предполагается здесь для томографических (СТ) сканирующих устройств. Вышеописанная установка и

вышеупомянутые отношения сохраняются для любого данного углового положения оптической оси, которая поворачивается вокруг исследуемой области (объект ОВ) в случае СТ.

Концепция стационарного полноформатного рентгеновского детектора со

5 сканирующим интерферометром также упрощает обработку сигналов, рассчитывая изображения из собранных измерений. Имеется другое, облегчение избыточных данных, вводимое как противопоставление вариантам с подвижными рентгеновскими детекторами, которые выполняют сканирование. См. например, для такого решения T.Koehler и другие, «Дифференциальная рентгеновская фазово-контрастная

10 маммография: экспериментальные исследования в доказательство концепции», Medical Physics 42, 1959 (2015). В таких или подобных сканирующих рентгеновских детекторах каждое положение пикселя изображения или «геометрический луч» видится множеством пикселей рентгеновского детектора и, следовательно, интерференционные измерения разнесены по всем различным считываниям от различных пикселей рентгеновского

15 детектора, таким образом, привнося упомянутую избыточность. Учет этой избыточности данных может быть в вычислительном отношении дорогостоящим. И, напротив, в предложенной системе имеется облегченная избыточность данных вследствие фиксированного взаимно-однозначного соотношения между пикселям рентгеновского детектора и пикселям изображения благодаря стационарности рентгеновского детектора

20 во время сбора данных. Иначе говоря, и с предложенной системой имеется избыточность, поскольку каждый геометрический луч все же измеряется множество раз, но при измерении теперь записываются различные картины Муара вследствие движения интерферометра IF.

Хотя в вышеупомянутых вариантах осуществления специально введенная вторая

25 решетка (G2) использовалась как решетка анализатора для формирования интерферометра, это не обязательно должно быть так во всех вариантах осуществления. Например, функциональные возможности решетки анализатора G2 могут также быть интегрированы непосредственно в рентгеновский детектор D. И более того, функция решетки может быть полностью переложена непосредственно на рентгеновский детектор

30 посредством критической конфигурации геометрии пикселя, в частности, созданием промежутков между пикселями, соответственно. Этот «гибрид» или интерферометр «без решетки G2» с единственной решеткой G1, где используются части структуры рентгеновского детектора для выполнения функций другой решетки, может быть использован в любом из вариантов осуществления в соответствии с Фиг. 3-6. В

35 частности, тогда в этом варианте осуществления не весь интерферометр двигается, но только часть G1, тогда как другая часть (теперь встроенная часть рентгеновского детектора) остается фиксированной.

Следует отметить, что для расширения возможностей интерференционное

оборудование, размещенное в кронштейне сканирования, можно качать в целом вне

40 исследуемой области вокруг фокального пятна, так чтобы преобразовать устройство рентгеновской визуализации назад, только в традиционную рентгеновскую установку для изображения поглощения. Конечно, многоканальная визуализация всегда дает изображение поглощения, поскольку этот эффект учитывается при сопоставлении с прямой моделью. Однако, покачивание интерференционного оборудования в целом

45 имеет преимущество в снижении вычислительных затрат при том, что еще получается и изображение поглощения.

Один примерный размер, предполагаемый здесь, который является просто примерным, представляет собой полноформатный флюороскопический рентгеновский

детектор D с шириной примерно 43 см и высотой примерно 43 см. Интерференционные решетки G1, G2, используемые заявителем, имеют размеры примерно 5 см x 43 см, например, 4,8 см x 43 см или 5 см x 50 см. Преимущество в сохранении рентгеновского детектора стационарным всегда для любой данной ориентации оптической оси позволяет устранить размытость изображения. Это, в свою очередь, позволяет использовать скорости электронного считывания рентгеновского детектора, которые ниже, чем это обычно требуется для архитектуры рентгеновского детектора с перемещением. Например, скорость передачи кадров 26 к/с (кадры в секунду) достаточна, что соответствует примерно 10 считываниям на сантиметр сканирования, так что примерно 10 вдоль 50 см длины рентгеновского детектора длина может быть сканирована примерно за пять секунд. Конечно, желательна и более высокая скорость передачи кадров, поскольку это позволяет минимизировать размытость изображения, вызванную движением пациента, например.

Хотя вышеописанные варианты осуществления относились к монтажу на потолке

или на полу жилого помещения, не исключаются и мобильные системы, когда описанные компоненты устанавливаются на колесной «платформенной» несущей конструкции.

Следует отметить, что варианты осуществления изобретения описаны в отношении различных предметов. В частности, некоторые варианты осуществления описаны в отношении формулы для способа, тогда как другие варианты осуществления описаны в отношении формулы для устройства. Однако специалист в данной области техники поймет из вышеупомянутого и нижеследующего описания, что, если специально не отмечено иначе, в дополнение к любой комбинации признаков, относящихся к одному типу предмета, также и любая комбинация признаков, относящихся к различным предметам, предполагается раскрыта этой заявкой. Однако все признаки могут быть объединены, предоставляя синергетические эффекты, которые могут быть большими, чем простое суммирование признаков.

Хотя изобретение было подробно описано в приведенном описании и проиллюстрировано на чертежах, эти иллюстрацию и описание следует считать иллюстративными или примерными и не ограничительными. Изобретение не ограничено раскрытыми вариантами осуществления. Другие вариации к раскрытым вариантам осуществления могут быть поняты и реализованы специалистами в данной области техники при осуществлении заявляемого изобретения из изучения чертежей, раскрытия, и зависимых пунктов формулы.

В формуле, выражение «содержащий» не исключает других элементов или этапов, и выражения в единственном числе не исключают множества. Единственный элемент или другой блок могут выполнить функции нескольких элементов, перечисленных в формуле. Простой факт, что некоторые положения приведены во взаимно различающихся зависимых пунктах формулы, не означает, что комбинация этих положений не может быть использована для получения преимущества. Любые условные обозначения формулы не следует рассматривать как ограничение объема притязаний изобретения.

### (57) Формула изобретения

#### 1. Устройство рентгеновской визуализации, содержащее:

- рентгеновский источник (XR) для испускания пучка рентгеновского излучения; - рентгеновский детектор (D), размещенный напротив упомянутого рентгеновского источника относительно исследуемой области для расположения визуализируемого объекта; и

- интерферометр (IF), размещенный по меньшей мере частично в пучке рентгеновского излучения во время работы, для выполнения визуализации методом дифференциального фазового контраста и/или визуализации методом темного поля, между рентгеновским источником (XR) и рентгеновским детектором, причем интерферометр (IF) содержит

5 по меньшей мере одну решетку (G1) для модуляции упомянутого рентгеновского излучения интерференционной картиной, регистрируемой упомянутым рентгеновским детектором;

причем занимаемая площадь упомянутой по меньшей мере одной решетки меньше, чем занимаемая площадь чувствительной к излучению области упомянутого

10 рентгеновского детектора; причем устройство выполнено с возможностью вызывать во время операции визуализации перемещение упомянутой по меньшей мере одной решетки в сканирующем движении по полю обзора в целях сканирования относительно рентгеновского детектора, тогда как упомянутый рентгеновский детектор остается неподвижным относительно исследуемой области,

15 причем устройство выполнено с возможностью осуществлять сканирующее движение по меньшей мере одной решетки вдоль изогнутой траектории.

2. Устройство визуализации по п. 1, причем один размер занимаемой площади упомянутой по меньшей мере одной решетки (G1) имеет практически одинаковую протяженность с соответствующим размером занимаемой площади рентгеновского

20 детектора (D).

3. Устройство визуализации по п. 1, причем рентгеновский детектор D представляет собой полноформатный рентгеновский детектор.

4. Устройство визуализации по любому из предыдущих пунктов, причем устройство выполнено с возможностью вызывать другое движение упомянутой по меньшей мере

25 одной решетки (G1), отличное от сканирующего движения.

5. Устройство визуализации по любому из предыдущих пунктов, выполненное с возможностью вызывать во время операции визуализации движение объекта относительно упомянутой по меньшей мере одной решетки (G1) или рентгеновского

50 детектора (D).

6. Устройство визуализации по любому из предыдущих пунктов, причем интерферометр (IF) включает в себя дополнительную вторую решетку (G2), аналогичным образом подвижную в сканирующем движении, причем эти по меньшей мере две решетки (G1, G2) остаются в фиксированном пространственном взаимном расположении друг относительно друга во время сканирующего движения.

7. Устройство визуализации по п. 6, причем упомянутые две решетки (G1, G2) размещены с взаимно противоположных сторон исследуемой области.

8. Устройство визуализации по п. 6, причем упомянутые две решетки (G1, G2) размещены на одной и той же стороне исследуемой области.

9. Устройство визуализации по любому из предыдущих пунктов, выполненное с

40 возможностью осуществлять сканирующее движение вдоль прямой траектории.

10. Устройство визуализации по любому из предыдущих пунктов, причем рентгеновский детектор имеет монолитную структуру.

11. Устройство визуализации по любому из предыдущих пунктов, выполненное с возможностью вызывать во время операции визуализации перемещение рентгеновского

45 источника вдоль траектории, практически параллельной сканирующему движению.

12. Устройство визуализации по п. 11, дополнительно содержащее решетки источника, размещенные в ряд практически параллельно траектории, вдоль которой способен двигаться рентгеновский источник.

13. Устройство визуализации по любому из предыдущих пунктов, причем сканирующее движение является вертикальным или горизонтальным.

14. Устройство визуализации по любому из предыдущих пунктов, причем штрихи упомянутой по меньшей мере одной решетки (G1) простираются в направлении, практически параллельном сканирующему движению или практически перпендикулярном упомянутому движению.

10

15

20

25

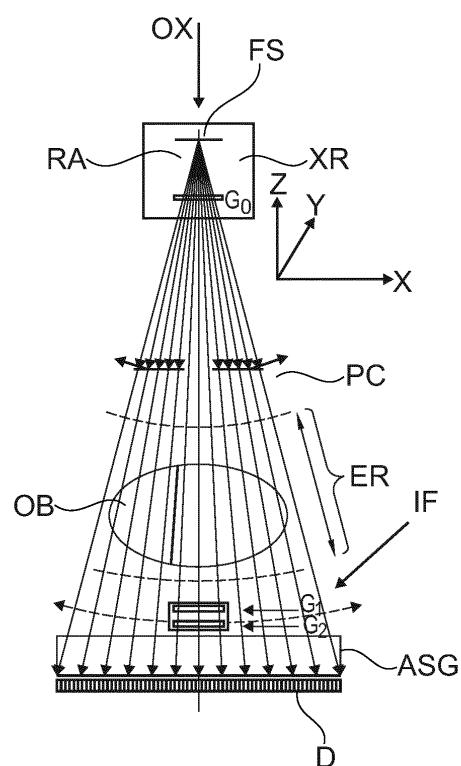
30

35

40

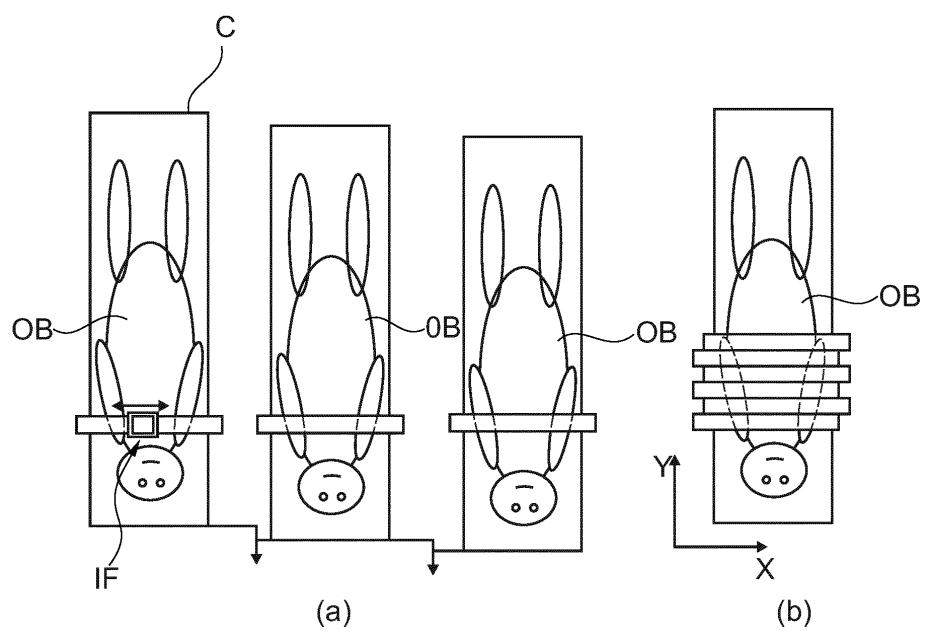
45

1/11



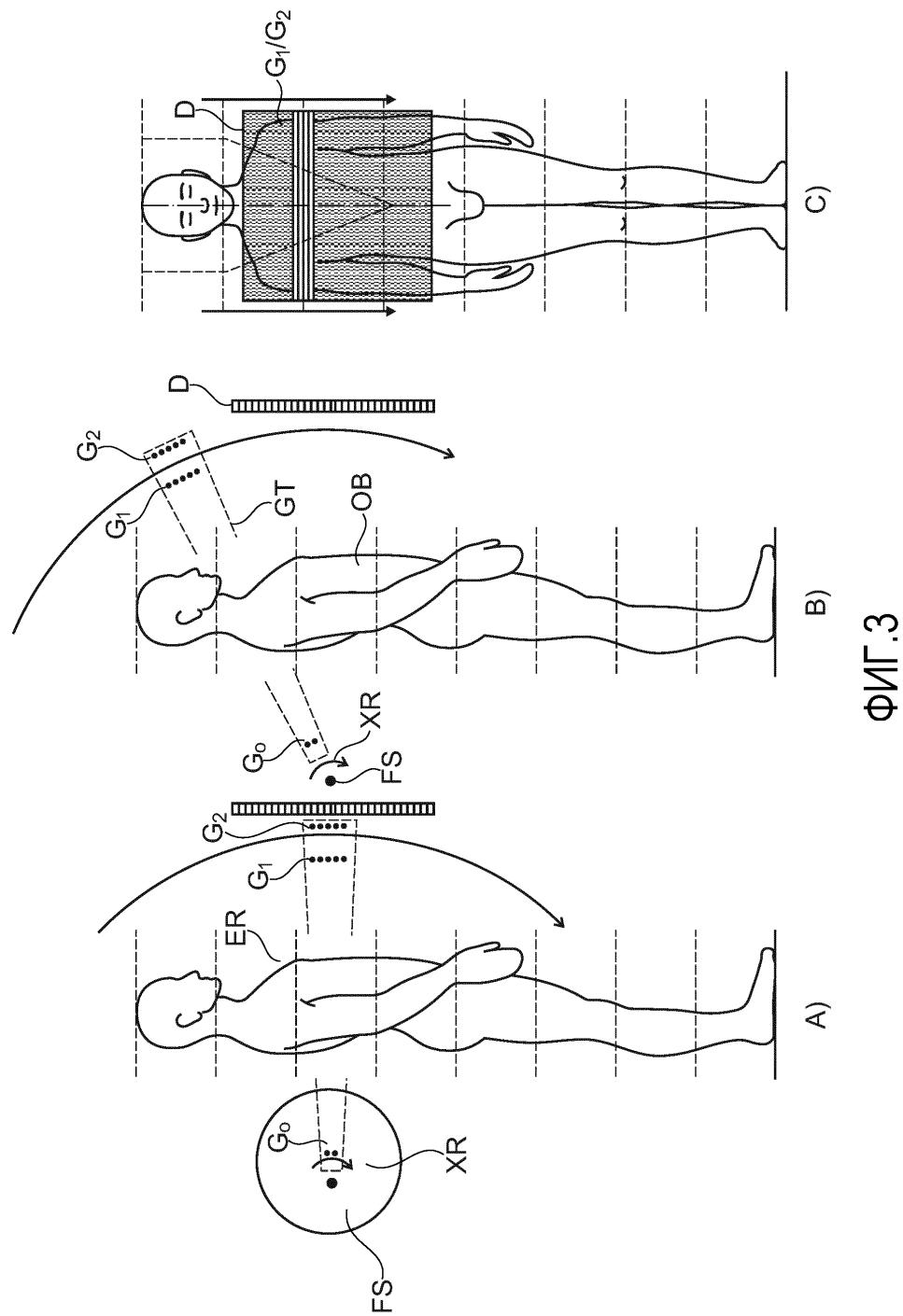
ФИГ.1

2/11

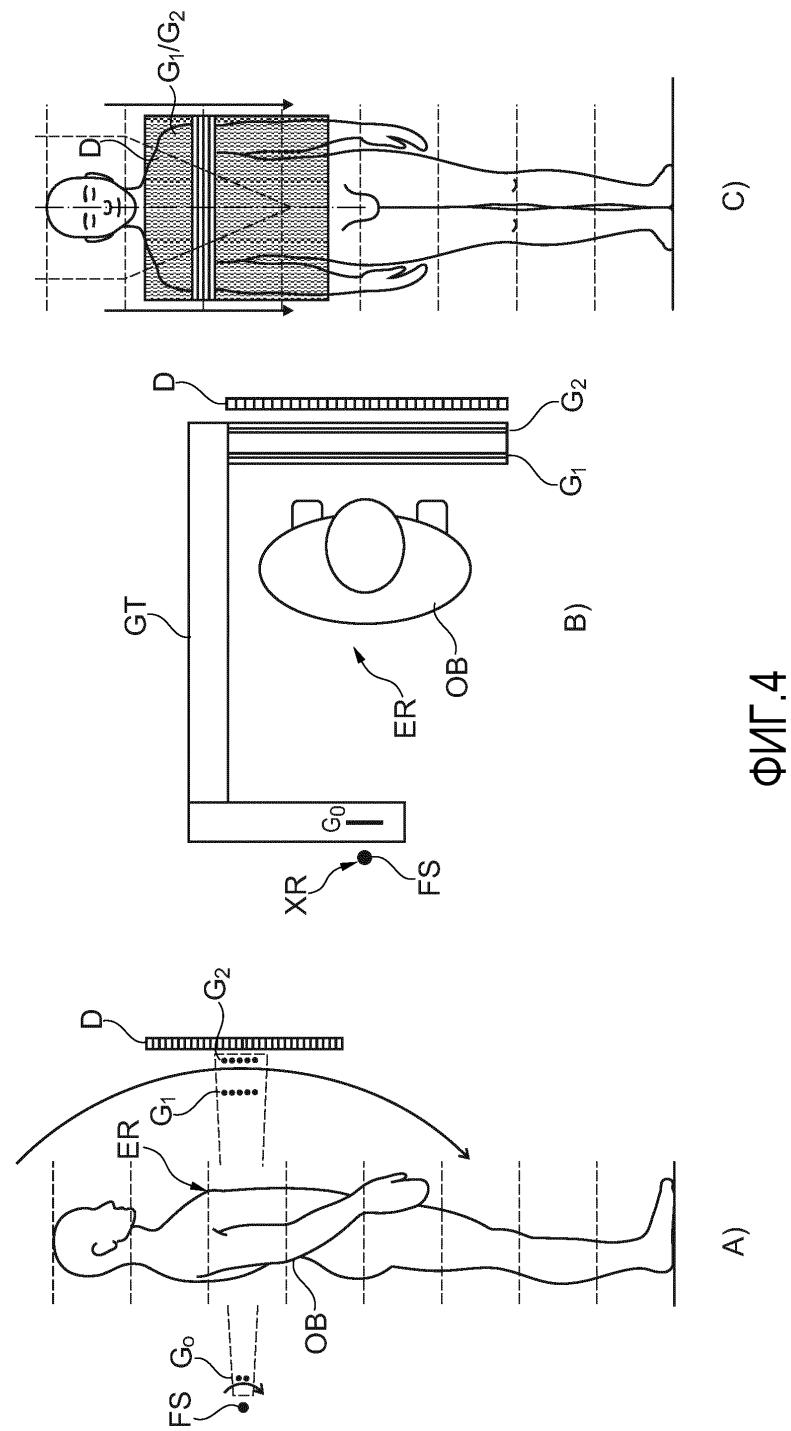


ФИГ.2

3/11

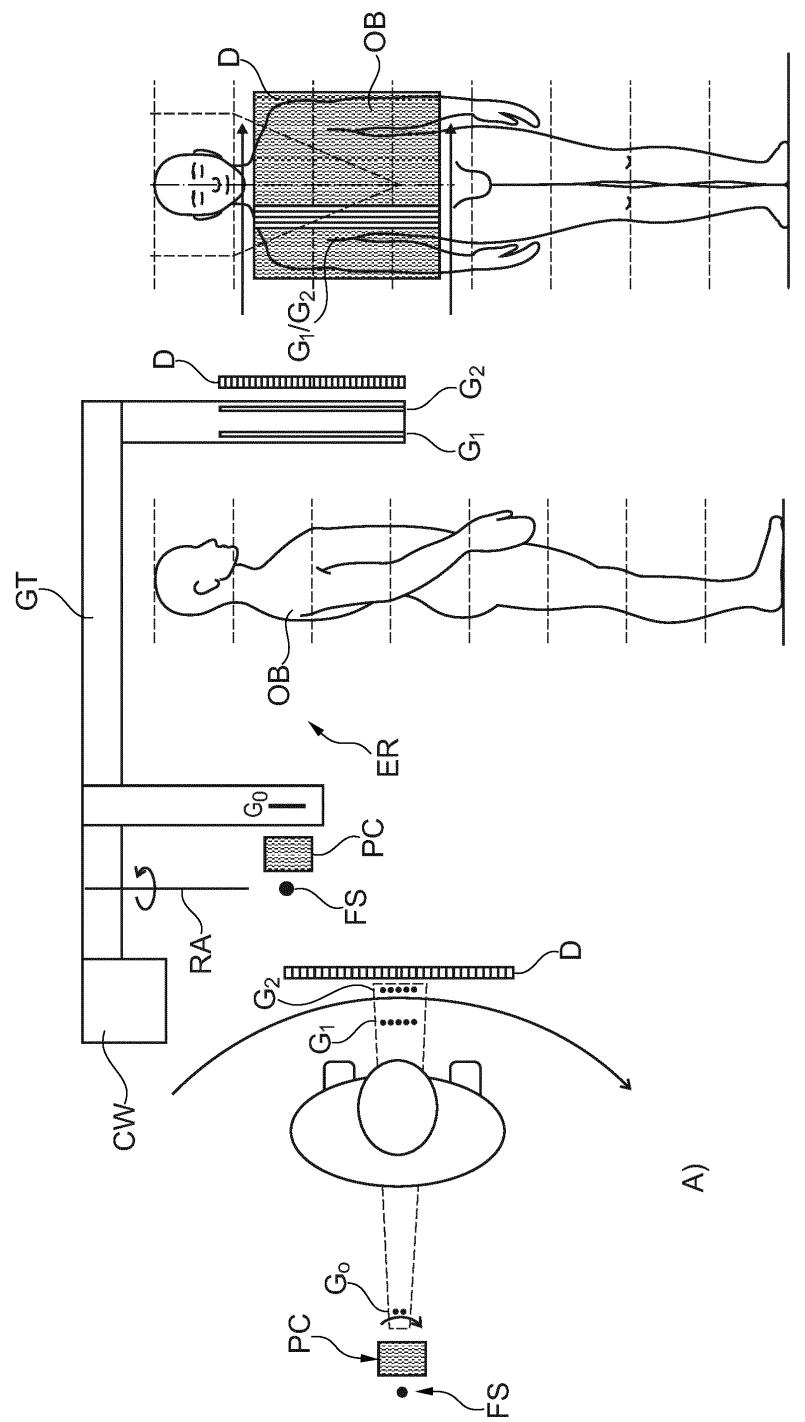
 $\Phi\mathcal{I}\Gamma.3$

4/11



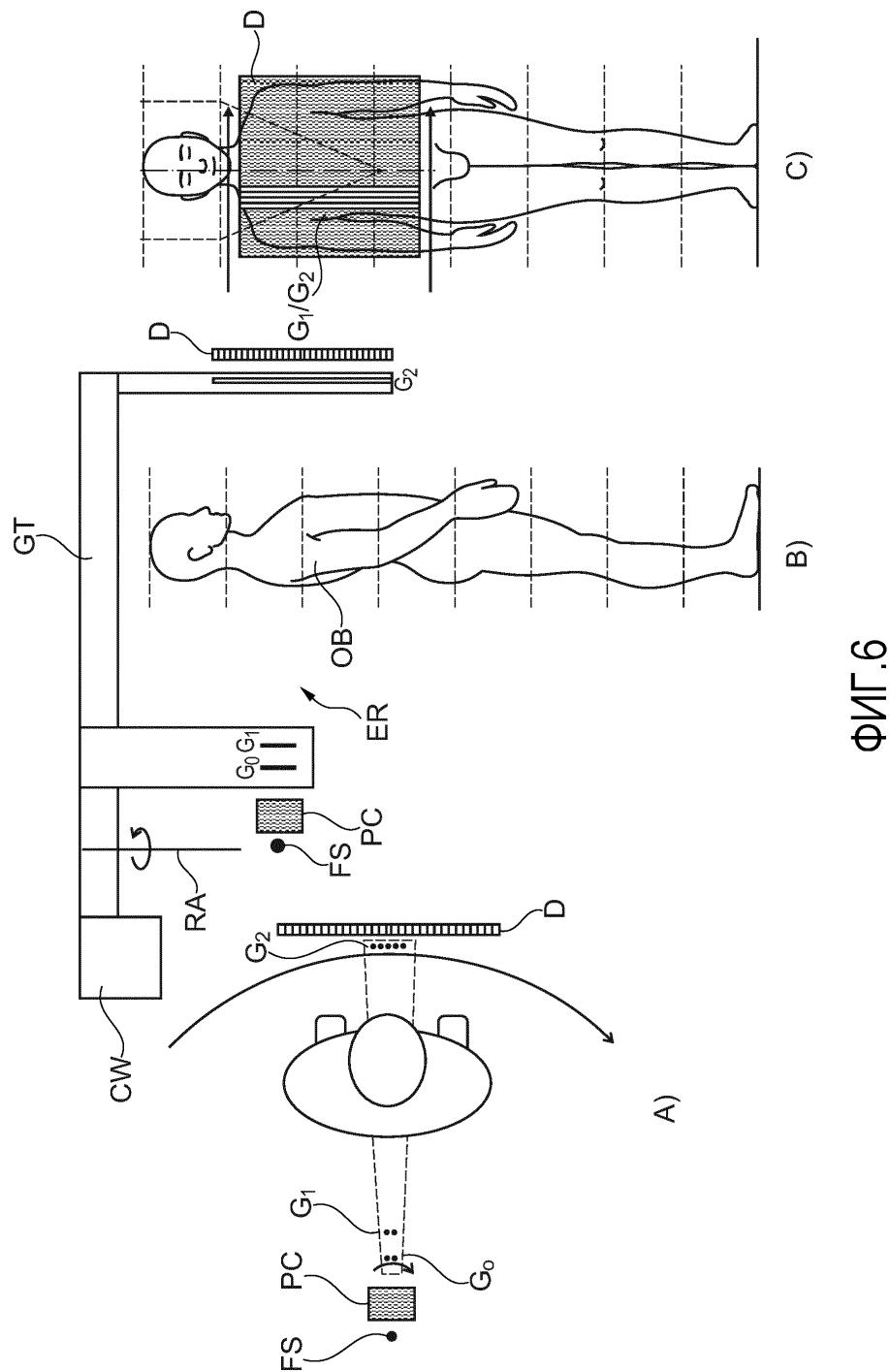
ΦΙΓ.4

5/11



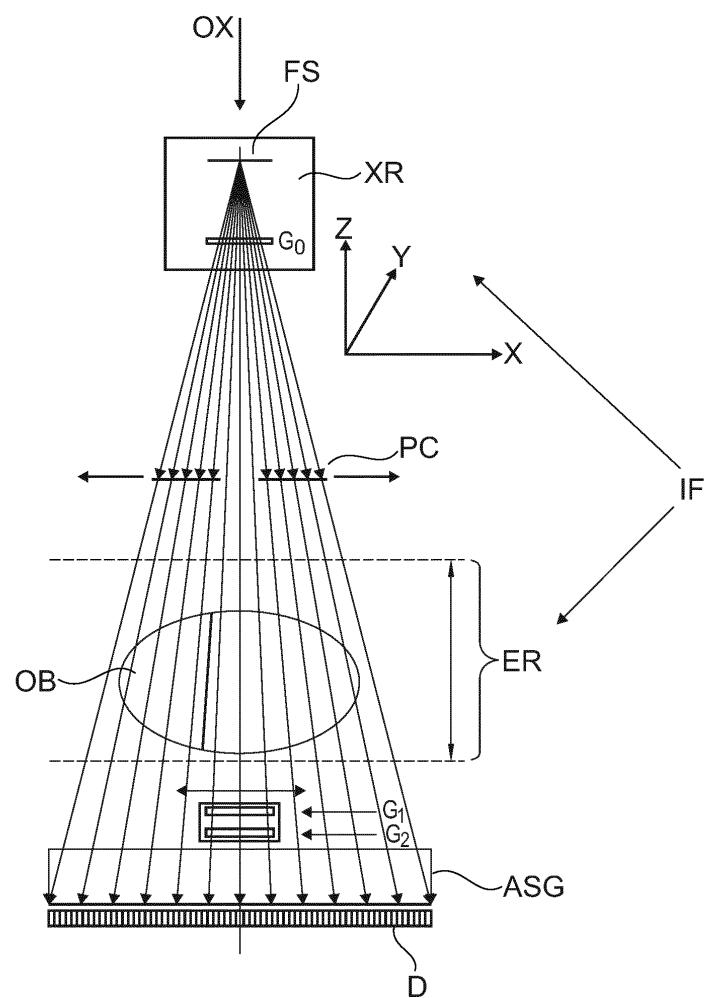
ФИГ. 5

6/11



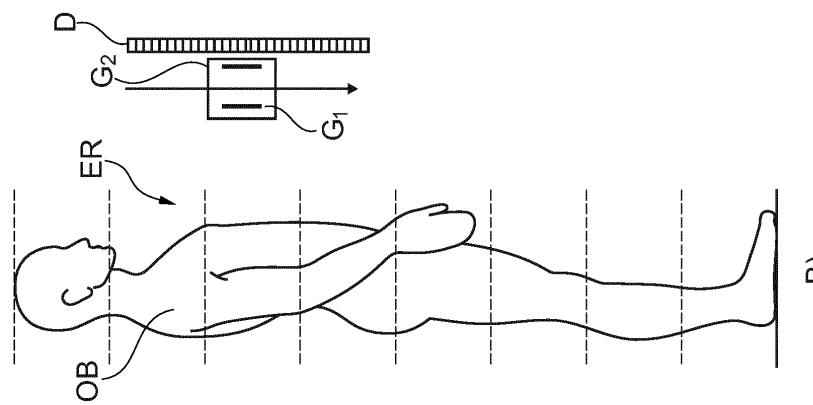
ФИГ.6

7/11

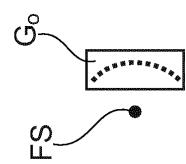
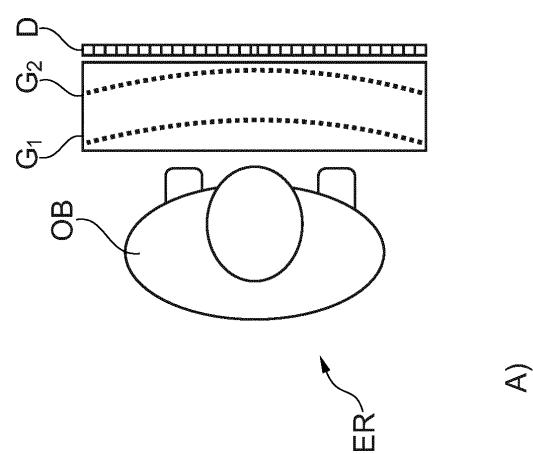


ФИГ.7

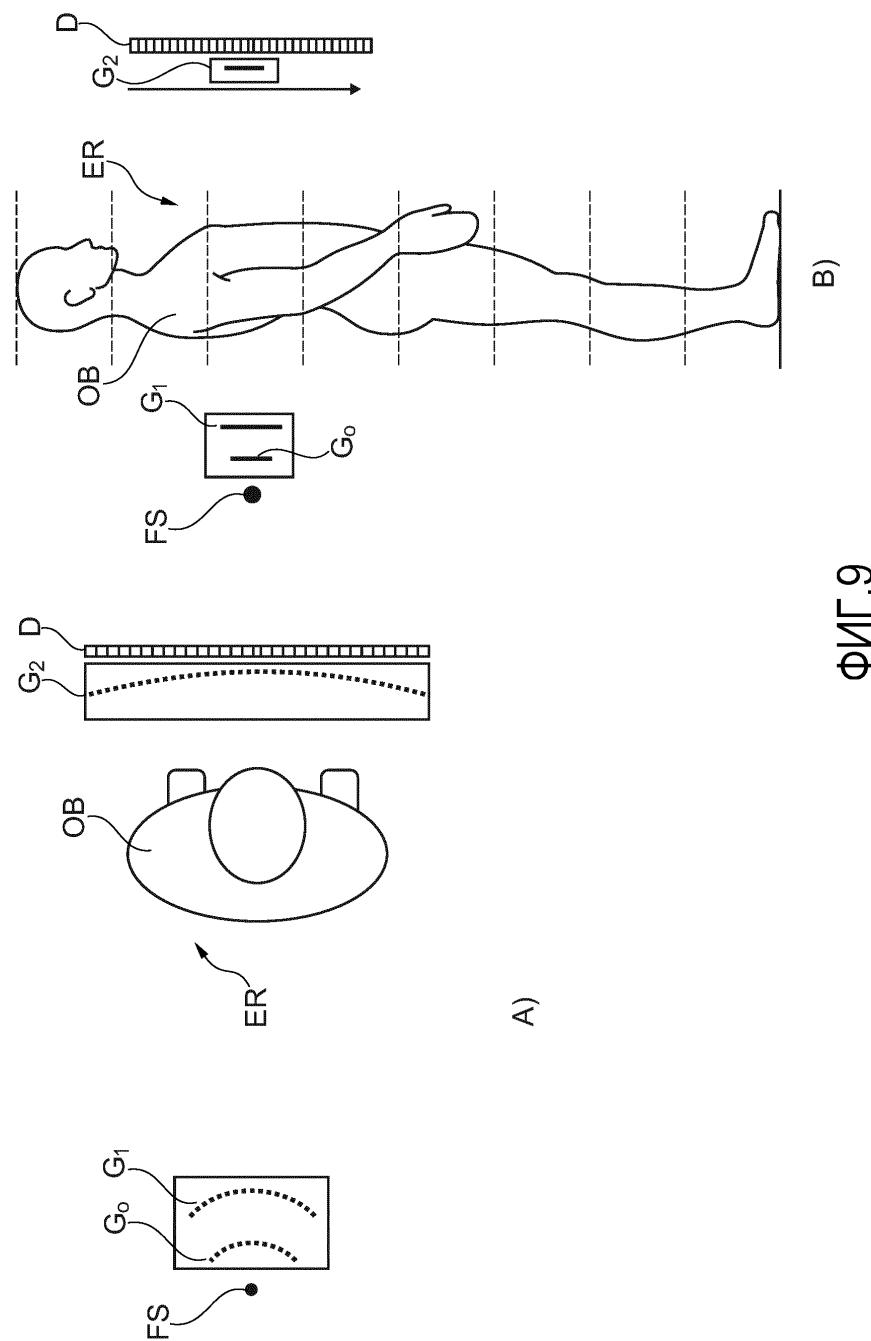
8/11



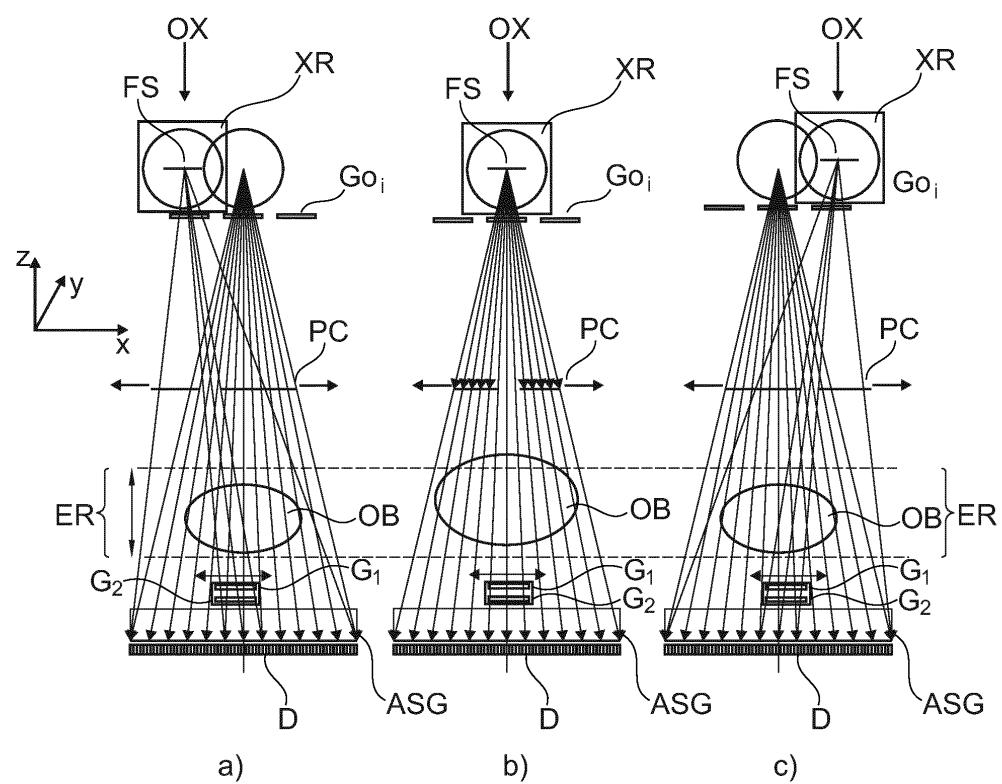
ФИГ.8



9/11

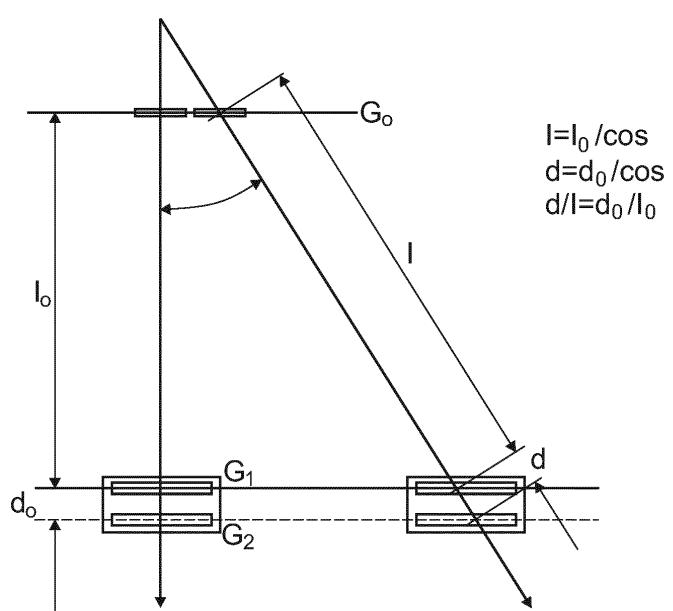


10/11



ФИГ.10

11/11



ФИГ.11