



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: **2009142853/28**, 17.04.2008

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
17.04.2008

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
23.04.2007 EP 07106737.5

(43) Дата публикации заявки: **27.05.2011** Бюл. № 15

(45) Опубликовано: **27.11.2012** Бюл. № 33

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **US 2003020019 A1**, 30.01.2003. **EP 0997949 A2**, 03.05.2000. **US 2005199819 A1**, 15.09.2005. **RU 2181491 C2**, 20.04.2002.

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: **23.11.2009**

(86) Заявка РСТ:
IB 2008/051469 (17.04.2008)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2008/129473 (30.10.2008)

Адрес для переписки:

**129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, стр.3,
ООО "Юридическая фирма Городисский и
Партнеры", пат.пов. Ю.Д. Кузнецову,
рег.№ 595**

(72) Автор(ы):

ПОРТЕР Тимен (NL)

(73) Патентообладатель(и):

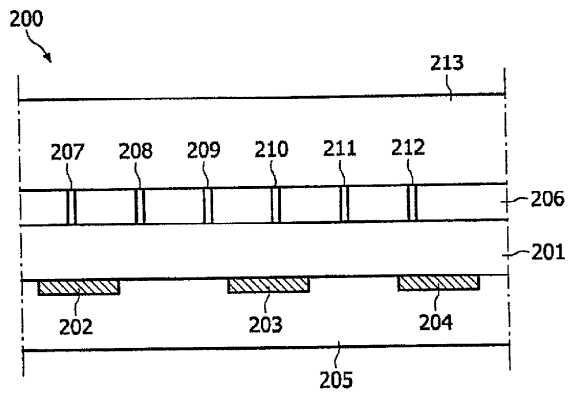
**КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС
ЭЛЕКТРОНИКС Н.В. (NL)**

(54) ДЕТЕКТОР С ЧАСТИЧНО ПРОЗРАЧНОЙ ПОДЛОЖКОЙ СЦИНТИЛЛЯТОРА

(57) Реферат:

Изобретение относится к области медицинской рентгенографии, в частности к детектору для обследования представляющего интерес объекта, к аппарату для обследования, и к способу изготовления такого детектора. В соответствии с вариантом реализации настоящего изобретения предоставляется плоский детектор, в котором между

прозрачной подложкой и сцинтиллятором CsI располагается непрозрачный слой. Этот слой сделан частично прозрачным посредством выполнения множества маленьких отверстий в непрозрачном слое, например импульсным лазером. Это позволяет свету проходить через фронтальную оконечность плоского детектора через непрозрачный слой. 4 н. и 10 з.п. ф-лы, 5 ил.



ФИГ.2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION(21)(22) Application: **2009142853/28, 17.04.2008**(24) Effective date for property rights:
17.04.2008

Priority:

(30) Convention priority:
23.04.2007 EP 07106737.5(43) Application published: **27.05.2011 Bull. 15**(45) Date of publication: **27.11.2012 Bull. 33**(85) Commencement of national phase: **23.11.2009**(86) PCT application:
IB 2008/051469 (17.04.2008)(87) PCT publication:
WO 2008/129473 (30.10.2008)

Mail address:

**129090, Moskva, ul. B. Spasskaja, 25, str.3, OOO
"Juridicheskaja firma Gorodisskij i Partnery",
pat.pov. Ju.D. Kuznetsovu, reg.№ 595**

(72) Inventor(s):

PORTER Timen (NL)

(73) Proprietor(s):

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

(54) DETECTOR WITH PARTIALLY TRANSPARENT SCINTILLATOR SUBSTRATE

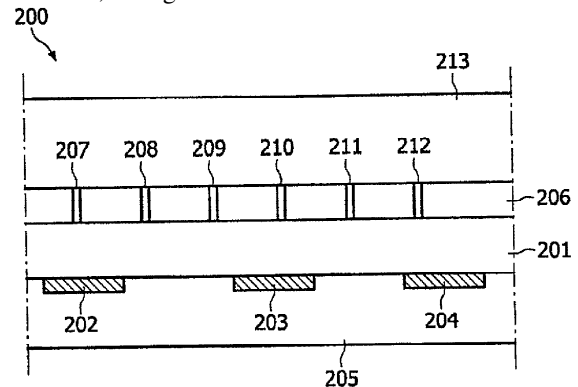
(57) Abstract:

FIELD: physics.

SUBSTANCE: invention relates to a detector for investigating an object of interest, investigation apparatus and method of making such a detector. According to a version of the present invention, a flat detector is provided in which an opaque layer is placed between a transparent substrate and a CsI scintillator. This layer is made partially transparent by opening many small holes in the opaque layer using, for example, a pulsed laser. This allows light to pass through the front end of the flat detector through the opaque layer.

EFFECT: improved detector.

14 cl, 5 dwg



ФИГ.2

Изобретение относится к области медицинской рентгенографии. В частности, изобретение относится к детектору для обследования представляющего интерес объекта, к аппарату для обследования и к способу изготовления такого детектора.

В современных плоских рентгеновских детекторах на основе a-Si (a-Кремний) часто используется регенерирующий свет для освещения фотодиодов в матрице детекторов. Регенерирующий свет подается через заднюю сторону a-Si матрицы и проходит сквозь матрицу через открытые области в растровой матрице.

Когда в качестве регенерирующего света используется ультрафиолетовый (УФ) свет, свечение CsI (йодид цезия) также может быть смягчено для улучшения качества трехмерной реконструкции изображения.

В плоских рентгеновских детекторах новых типов подложка матрицы детекторов может быть непрозрачной для используемой длины волны регенерирующего света. Когда, например, в качестве матрицы детекторов для регистрации света, произведенного сцинтиллятором, используется монокристаллический кремний, подложка полностью непрозрачна для света.

Представляется желательным иметь детектор с непрозрачной подложкой, причем детектор с улучшенными временными характеристиками.

Изобретение предоставляет детектор, аппарат для обследования и способ изготовления такого детектора с признаками в соответствии с независимыми пунктами формулы изобретения.

Следует отметить, что описанные ниже примерные варианты реализации изобретения применимы также для способа изготовления детектора и аппарата для обследования.

В соответствии с первым объектом настоящего изобретения предоставляется детектор для обследования представляющего интерес объекта с аппаратом для обследования, причем детектор содержит подложку и отражающий слой, причем отражающий слой выполнен с возможностью отражения части света, произведенного в сцинтилляторе, на матрицу детекторов, и причем отражающий слой содержит множество отверстий, выполненных прозрачными для длины волны регенерирующего света так, что отражающий слой является частично прозрачным для длины волны регенерирующего света и длины волны света от сцинтиллятора.

Следует отметить, что в контексте настоящего изобретения "подложка" обозначает или "подложку сцинтиллятора", или "подложку матрицы детекторов". Если "подложка" относится к подложке сцинтиллятора (альтернатива 1), сцинтиллятор детектора может быть выращен на подложке сцинтиллятора и затем приклеен к матрице детекторов. Если термин "подложка" относится к подложке матрицы детекторов (альтернатива 2), сцинтиллятор может быть выращен непосредственно на матрице детекторов (которая, в свою очередь, была выращена на подложке матрицы детекторов). В этом случае подложка сцинтиллятора отсутствует.

Иначе говоря, предоставляется детектор, который позволяет подачу света снаружи от фронтальной оконечности детектора (например, от задней части подложки сцинтиллятора) к внутренней части фронтальной оконечности детектора. Этот регенерирующий свет, который может быть, например, ультрафиолетовым светом, проходит через множество отверстий в отражающем слое. Таким образом, регенерирующий свет может улучшить свечение сцинтиллятора.

Подложка сцинтиллятора является, например, полупрозрачной, так что прохождение света и модуляционная передаточная функция (MTF) сцинтиллятора могут поддерживаться на необходимом уровне. Этого можно достичь с помощью

прозрачной для света подложки сцинтиллятора, снабженной непрозрачным и, например, отражающим свет слоем между подложкой и сцинтиллятором. Этот слой сделан частично прозрачным посредством формирования множества открытых

5
маленьких отверстий в непрозрачном слое.
Таким образом, в соответствии с другим примерным вариантом реализации настоящего изобретения отражающий слой содержит материал, который является непрозрачным для длины волны регенерирующего света.

Иначе говоря, отражающий слой может быть выполнен с возможностью
10 отражения света, произведенного сцинтиллятором, улучшая, таким образом, выход детектора.

В соответствии с другим примерным вариантом реализации настоящего изобретения подложка матрицы детекторов выполнена как подложка кремниевого монокристалла, произведенная на основе технологии кремниевых монокристаллов.

15
В соответствии с другим примерным вариантом реализации настоящего изобретения матрица детекторов содержит множество пикселей, причем размер каждого отверстия в отражающем слое подложки сцинтиллятора является меньшим чем приблизительно 10% от размера пикселя матрицы детекторов.

20
В соответствии с другим примерным вариантом реализации настоящего изобретения отражающий слой имеет поверхность, причем часть поверхности отражающего слоя прозрачна для длины волны регенерирующего света и, причем часть поверхности отражающего слоя, который является прозрачным для длины волны регенерирующего света, является меньшей чем 30% от поверхности
25 отражающего слоя.

Поэтому количество света, которое может быть введено в материал сцинтиллятора через отверстия, может быть достаточно большим, чтобы выполнить необходимое изменение сцинтиллятора и/или элементов детектора. В то же самое время часть света,
30 который теряется с фронтальной оконечности детектора через отверстия и подложку, сохраняется до заданного малого значения, так что детекторы и чувствительность изменяются только до заданного уровня.

В соответствии с другим примерным вариантом реализации настоящего изобретения множество отверстий в отражающем слое производится на основе
35 процесса лазерной абляции или процесса взрывной литографии.

Следует отметить, однако, что для получения отверстий могут быть использованы процессы другого рода, например методика сухого травления.

В соответствии с другим примерным вариантом реализации настоящего изобретения отражающий слой и подложка сцинтиллятора выполнены с
40 возможностью рассеивания или поглощения только малой части первичного излучения.

Таким образом, большая часть попадающего в детектор излучения проходит через отражающий слой и подложку сцинтиллятора, не будучи рассеянным или
45 поглощенным.

В качестве материалов для отражающего слоя могут быть использованы алюминий или серебро. Подложка сцинтиллятора может содержать алюминий или аморфный углерод.

50
В соответствии с другим примерным вариантом реализации настоящего изобретения подложка сцинтиллятора представляет собой стеклянную подложку, причем детектор содержит жесткое уплотнение между подложкой сцинтиллятора и матрицей детекторов и причем жесткое уплотнение выполнено с возможностью

герметичной изоляции фронтальной оконечности детектора от окружающей среды.

Таким образом, поскольку стеклянная подложка и матрица детекторов (например, стекло или кремний) имеют подобные коэффициенты теплового расширения, между подложкой сцинтиллятора и матрицей детекторов может быть выполнено жесткое
5 уплотнение.

В соответствии с другим примерным вариантом реализации настоящего изобретения детектор представляет собой плоский детектор, выполненный с
возможностью детектирования рентгеновского излучения.

В соответствии еще с одним примерным вариантом реализации настоящего изобретения предоставляется аппарат для обследования представляющего интерес
10 объекта, при этом аппарат для обследования содержит детектор, имеющий подложку и отражающий слой, причем отражающий слой выполнен с возможностью отражения части света, произведенного в сцинтилляторе, на матрицу детекторов и причем
15 отражающий слой содержит множество отверстий, выполненных прозрачными для длины волны регенерирующего света, так что отражающий слой является частично прозрачным для длины волны регенерирующего света.

Поскольку детектор в соответствии с изобретением может иметь улучшенную и
20 более стабильную чувствительность, такой детектор может, в частности, использоваться в тех применениях визуализации, где устройство источник/детектор рентгеновского излучения вращается вокруг пациента (обследуемый предмет), когда производится много изображений. Затем эти изображения используются для расчета 3-D изображения пациента/объекта. Такой аппарат визуализации показан, например, на
25 Фиг.4.

Кроме того, в соответствии с другим примерным вариантом реализации настоящего изобретения, аппарат для обследования пригоден для применения в аппарате
двумерной рентгеновской визуализации, аппарате компьютерной томографии (СТ),
30 аппарате компьютерной томографии с когерентным рассеянием (CSCT) и рентгеновском аппарате для обследования для кардиологической визуализации, визуализации сосудов, или в универсальных рентгенографических и флюороскопических системах визуализации (URF визуализация).

Областью применения изобретения может быть медицинская визуализация, или
35 досмотр багажа, или неразрушающие испытания.

В соответствии с другим примерным вариантом реализации настоящего изобретения, предоставляется способ изготовления комбинации частично прозрачной
подложки и отражающего слоя детектора для обследования представляющего интерес
40 объекта при помощи аппарата для обследования, причем способ содержит этапы предоставления подложки сцинтиллятора, осаждения отражающего слоя на подложку сцинтиллятора и выполнения множества отверстий в отражающем слое, причем отверстия выполнены прозрачными для длины волны регенерирующего света и
причем отражающий слой выполнен с возможностью отражения части света,
45 произведенного в сцинтилляторе, на матрицу детекторов.

Отверстия в отражающем слое выполнены такими образом, что комбинация подложки и отражающего слоя является частично прозрачной для длины волны
регенерирующего света.

В соответствии с другим примерным вариантом реализации настоящего изобретения способ дополнительно содержит этап изменения поверхностной
50 структуры подложки сцинтиллятора на стороне, где выращивается сцинтиллятор, приводя к поверхностной шероховатости для того, чтобы предотвратить отслаивание

сцинтиллятора от подложки во время использования детектора.

В соответствии с другим примерным вариантом реализации настоящего изобретения предоставляется способ осуществления комбинации частично прозрачной подложки и отражающего слоя детектора для обследования представляющего интерес

5 объекта аппаратом для обследования, причем способ содержит этапы предоставления подложки матрицы детекторов, нанесения матрицы детекторов на подложку матрицы детекторов, нанесения сцинтиллятора на матрицу детекторов и предоставления отражающего слоя на сцинтилляторе.

10 В соответствии с другим примерным вариантом реализации настоящего изобретения отражающий слой выполнен или как зеркало, или как белое покрытие с маленькими отверстиями.

Сцинтиллятор может, например, состоять из CsI.

15 Суть примерного варианта реализации настоящего изобретения заключается в том, что предоставляется детектор, который содержит непрозрачный отражающий слой на подложке сцинтиллятора, который сделан частично прозрачным для регенерирующего света, без снижения светового выхода и MTF слоя сцинтиллятора. Отражающий слой сделан частично прозрачным посредством выполнения множества

20 маленьких отверстий в непрозрачном слое, например, с помощью импульсного лазера. Размер отверстий мал по сравнению с размером пикселя чувствительного элемента, и относительная площадь открытий является частью общей площади, составляя от нескольких процентов и приблизительно до 30%.

25 Эти и другие аспекты настоящего изобретения станут очевидными из пояснений к описанным ниже вариантам реализации.

Примерные варианты реализации настоящего изобретения описываются ниже со ссылками на следующие чертежи.

30 Фиг.1 изображает детектор в соответствии с примерным вариантом реализации настоящего изобретения.

Фиг.2 - фронтальная оконечность детектора в соответствии с примерным вариантом реализации настоящего изобретения.

35 Фиг.3 - блок-схема последовательности операций для изготовления частично прозрачной подложки для детектора в соответствии с примерным вариантом реализации настоящего изобретения.

Фиг.4 - вид аппарата двумерной рентгеновской визуализации в соответствии с примерным вариантом реализации настоящего изобретения.

40 Фиг.5 - схематический вид аппарата для обследования в соответствии с другим примерным вариантом реализации настоящего изобретения.

Изображения на чертежах схематичны. На различных чертежах подобные или идентичные элементы имеют одинаковые цифровые обозначения.

На Фиг.1 показан схематический вид фронтальной оконечности детектора вместе с соответствующим электронным устройством. Как можно видеть из Фиг.1, подложка 213 сцинтиллятора, CsI сцинтиллятор 201 (между которыми размещен

45 частично прозрачный, непрозрачный/отражающий слой 206, который изображен на Фиг.2 (но который не изображен на Фиг.1)) и матрица 205 детекторов помещены на радиационном экране 301, например, сделанном из свинца.

50 Цифровые обозначения 302, 304 отображают корпус электронного устройства. Электронное устройство детектора размещается в пределах корпуса 302, 304 и содержит печатную плату 303, на которой размещены соответствующие электронные элементы, например элемент 305.

Фронтальная оконечность 213, 201, 205 детектора соединяется с электронным блоком с помощью соединений 216. Следует отметить, что изображение на Фиг.1 является только схематическим и не является подробным или масштабным отображением.

Кроме того, предоставляется прозрачная для рентгена крышка 214 детектора, которая вместе с задней крышкой или земляной пластиной 215 обеспечивает кожух для детектора.

На Фиг.2 показан схематический вид фронтальной оконечности 200 детектора. Как можно видеть из Фиг.2, фронтальная оконечность 200 содержит, среди прочего, слой 201 сцинтиллятора, матрицу 205 детекторов, содержащую детектирующие элементы или пиксели 202, 203, 204, которые выполнены с возможностью детектирования электромагнитного излучения, образуемого в сцинтилляторе рентгеновским излучением.

Кроме того, фронтальная оконечность 200 содержит отражающий слой 206, который содержит множество маленьких отверстий 207, 208, 209, 210, 211 и 212.

Отражающий слой 206 размещен верхней части подложки 213 сцинтиллятора.

Различные слои 201, 202, 206 могут быть покрыты защитным слоем или крышкой 214 детектора. Кроме того, между подложкой 205 матрицы детекторов и подложкой 213 сцинтиллятора можно предоставить жесткое уплотнение, чтобы защитить сцинтиллятор 201, отражающий слой 206 и детектирующий слой 205, 202, 203, 204, 205 (не показан на Фиг.2).

Кроме того, на Фиг.2 не показаны электронные устройства.

Подложка сцинтиллятора (или комбинация подложки и отражающего слоя) для сцинтиллятора, используемого в плоских рентгеновских детекторах, может быть непрозрачной для видимого излучения и УФ. Требуется удержать произведенный рентгеновским излучением свет в преобразующем слое так, чтобы он мог быть считан матрицей детекторов, обычно сформированной посредством a-Si на стекле.

Комбинация матрицы детекторов и слоя, преобразующего рентгеновское излучение (который может быть сформирован из CsI), на ее подложке обычно представляет собой герметичный блок, который образует фронтальная оконечность плоского детектора.

Подача света на эту фронтальная оконечность плоского рентгеновского детектора, в целях изменения свойств a-Si фотодиодов или сцинтиллятора CsI, может быть реализована посредством подачи света от задней стороны пластины a-Si стекла. Регенерирующий свет проходит через матрицу через открытые области в матрице пикселей.

В плоском рентгеновском детекторе другого типа подложка матрицы детекторов может быть непрозрачной для заданной длины волны регенерирующего света. В этом случае регенерирующий свет может быть подан с использованием полупрозрачной подложки сцинтиллятора таким образом, что световой выход и MTF сцинтиллятора могут поддерживаться на необходимом уровне.

Такая полупрозрачная подложка сцинтиллятора показана на Фиг.2 с цифровыми обозначениями 206, 213.

Свойства подложки 206, 213 сцинтиллятора следующие:

- Подложка, на которую осаждается материал сцинтиллятора в течение процесса управляемого роста такова, что он приобретает свои требуемые свойства.

- Поверхностные свойства подложки важны для структуры осажденного слоя сцинтиллятора.

- Кроме того, подложка 206 и 213 сцинтиллятора обеспечивает несущую пластину для слоя сцинтиллятора, когда он является частью фронтальной оконечности детектора.

5 - Кроме того, дополнительно можно избежать отслаивания сцинтиллятора от подложки после процесса осаждения, после последующей обработки или в течение эксплуатации плоского детектора. Свойства и подготовка подложки при этом являются важными.

10 - Кроме того, подложка обеспечивает отражатель, от которого заданная часть света, произведенного сцинтиллятором, отражается на матрицу детекторов.

- Кроме того, материал подложки должен поглотить или рассеять только малую часть первичного рентгеновского излучения.

15 - Материалы подложки, которые могут быть использованы, могут состоять или содержать алюминий и/или аморфный углерод или серебро. Эти слои непрозрачны для света.

Подложка 213, изображенная на Фиг.2, на которой выращен слой CsI, прозрачна для света, который используется, чтобы "регенерировать" или изменить/улучшить поведение CsI.

20 Частично прозрачный, непрозрачный/отражающий слой 206 формирует базовый слой для CsI, то есть подложки CsI.

Цифровые обозначения 202, 203, 204 отображают пиксели матрицы 205 детекторов.

25 На Фиг.3 показана блок-схема последовательности операций способа в соответствии с примерным вариантом реализации настоящего изобретения. Способ начинается на этапе 1, на котором стеклянная пластина используется как исходный материал. Возможно использование стекла различных типов. В частности, может быть применен тот же самый материал, который используется и для a-Si подложки, например боросиликатное стекло.

30 На этапе 2 поверхностная структура стеклянной подложки на стороне, где выращивается CsI (йодид цезия), изменяется посредством химического травления или пескоструйной очистки, или любыми способами, подходящими для того, чтобы придать поверхности определенную шероховатость, так чтобы выращиваемый на ней слой CsI не отслаивался во время последующей обработки или во время эксплуатации детектора. Эта поверхностная структура должна также обеспечивать призматический

35 рост слоя сцинтиллятора. На этапе 3, отражающий слой (например, алюминий или серебро) осаждается на шероховатую стеклянную поверхность, например, с помощью напыления или процесса химического осаждения из паровой фазы. Этот слой формирует непрозрачное и отражающее или не отражающее разделение между стеклом и слоем CsI.

40 Затем, на этапе 4, в отражающем слое делается большое количество маленьких отверстий, например, посредством лазерной абляции. Это может быть выполнено или последовательным изготовлением отверстий, или с маской, снабженной большим количеством отверстий, с помощью которой часть подложки может быть обработана одновременно.

50 Альтернативно, необходимые отверстия выполняются, например, с использованием технологии взрывной литографии.

Отверстия намного меньше размера пикселя чувствительного элемента, на котором используется сцинтиллятор (предпочтительно диаметр отверстия меньше чем 5-10% от размера пикселя). Размер пикселя зависит от варианта применения и от конструкции

детектора. Он может быть в пределах, например, от 20 мкм и приблизительно до 200 мкм для детекторов высокого разрешения, и в пределах от 200 мкм до 2 мм для, например, пикселей детекторов, используемых в Компьютерной Томографии.

5 Часть поверхности, которая прозрачна для света (то есть относительная поверхностная плотность площади отражателя после абляции), составляет малый процент, приблизительно до 30%, например, между 2% и 20%. При этих условиях, количество света, которое может быть введено в материал сцинтиллятора через отверстия, может быть достаточно большим, чтобы выполнить необходимое
10 изменение в сцинтилляторе и/или чувствительных элементах. В то же самое время, часть света, которая теряется при прохождении от фронтальной оконечности детектора через отверстия в подложке, сохраняется до заданного малого значения так, что чувствительность детектора изменяется только до заданного уровня.

15 Когда свет проходит через отверстия в непрозрачном слое, который сформирован на подложке CsI, часть этого света отражается в стеклянной пластине и/или в оптической системе для введения регенерирующего света. Этот произведенный сцинтиллятором свет может частично вернуться на фронтальную оконечность детектора через отверстия в непрозрачном слое и ухудшить MTF детектора. Также по
20 этой причине часть поверхности, которая открыта посредством лазерной абляции, должна быть малой настолько, чтобы MTF слоя сцинтиллятора не существенно бы уменьшалась. Это условие может быть удовлетворено посредством выбора размера и числа передающих свет областей на подложке, как описано выше.

25 Дополнительное преимущество использования стекла в качестве подложки для сцинтиллятора состоит в том, что коэффициент теплового расширения может быть согласован с таковым для матрицы детекторов (например, стекло или кремний). При этих условиях между подложкой сцинтиллятора и матрицей детекторов может быть выполнено жесткое уплотнение для изоляции фронтальной оконечности детектора от
30 окружающей среды.

Как альтернатива стеклу в качестве подложки для сцинтиллятора может быть использован другой материал, который прозрачен для излучения, которое требуется для (может быть использовано для) регенерации матрицы детекторов и/или изменения поведения сцинтиллятора (например, ультрафиолетовый свет для изменения
35 временного поведения и светового выхода сцинтиллятора).

Изобретение может быть использовано для введения регенерирующего света на фронтальную оконечность плоских рентгеновских детекторов без отрицательного влияния на чувствительность и MTF детектора с такой фронтальной оконечностью.
40 Этот регенерирующий свет может, например, быть использован для изменения/улучшения поведения детектора относительно его задержки сигнала во времени и/или снижения/улучшения изменения чувствительности сцинтиллятора после рентгеновского облучения (после свечения).

45 На Фиг.4 показана схема аппарата двумерной рентгеновской визуализации в соответствии с примерным вариантом реализации настоящего изобретения. Аппарат 400 визуализации содержит блок 430 источника, который имеет устройство 440 электропитания рентгеновской трубки, рентгеновскую трубку 432, устройство 435, содержащее два дозиметра 436, 437 и коллиматор 434.

50 Фокальная точка рентгеновских лучей, произведенных источником 432, соответствует местоположению 433. Рентгеновский пучок 438, произведенный источником 432, имеет угол 439 пучка и проникает через визуализируемый объект 491, который помещен на стол 490.

Пучок 438 проходит отсеивающий растр 454 и детектируется детектором 452, который является частью блока 450 приемника. Детектор 452 является детектором в соответствии с изобретением.

Источник 432 и детектор 452 располагаются на штативе 422, который может быть закреплен как вращающийся к основанию 401 штатива. Кроме того, предоставлен элемент 456 радиальной регулировки для радиальной регулировки детектора 452.

Основание 401 штатива связано с компьютерной системой 460 с помощью соединения 462, чтобы позволить управление блоком источника и передачу данных детектора на компьютерную систему 460.

На Фиг.5 показан примерный вариант реализации сканирующей системы компьютерной томографии в соответствии с примерным вариантом реализации настоящего изобретения.

Аппарат 100 компьютерной томографии, изображенный на Фиг.5, представляет собой СТ сканер с коническим пучком. Однако изобретение может также быть реализовано с веерной геометрией пучка. Для создания первичного веерного пучка, апертурная система 105 может быть сконфигурирована как щелевой коллиматор. Сканер СТ, изображенный на Фиг.5, содержит штатив 101, который может вращаться вокруг оси 102 вращения. Штатив 101 приводится в движение посредством двигателя 103. Номером 104 обозначен источник излучения, например рентгеновский источник, который, в соответствии с объектом настоящего изобретения, испускает полихроматическое или монохроматическое излучение.

Номером 105 обозначена апертурная система, которая формирует пучок излучения, испускаемого из источника излучения, в виде конусного пучка 106 излучения. Конусный пучок 106 направляется так, что он проникает в исследуемый предмет 107, расположенный в центре штатива 101, то есть в анализируемую область СТ сканера, и попадает на детектор 108. Как можно видеть из Фиг.5, детектор 108 расположен на штативе 101 напротив источника излучения 104 так, что поверхность детектора 108 покрывается конусным пучком 106. Детектор 108, показанный на Фиг.5, содержит множество элементов 123 детектора, каждый из которых способен детектировать рентгеновские лучи, которые были рассеяны обследуемым объектом 107 или прошли через него.

Во время сканирования обследуемого предмета 107, источник 104 излучения, апертурная система 105 и детектор 108 вращаются на штативе 101 в направлении, обозначенном стрелкой 116. Для вращения штатива 101 с источником 104 излучения, апертурная система 105 и детектор 108, двигатель 103 соединяются с блоком 117 управления двигателем, который соединен с блоком 118 реконструкции (который мог бы также быть обозначен как блок расчета и определения).

На Фиг.5, обследуемый предмет 107 является человеком, располагаемым на операционном столе 119. Во время сканирования, например, сердца 130 человека 107, в то время как штатив 101 вращается вокруг человека 107, операционный стол 119 перемещает человека 107 вдоль направления, параллельного вращательной оси 102 штатива 101. Посредством этого сердце 130 сканируется по спирали. Операционный стол 119 может также быть остановлен во время сканирования, чтобы, тем самым, измерить сигналы по срезам. Следует отметить, что во всех описанных случаях возможно также выполнить круговое сканирование, когда отсутствует смещение в направлении, параллельном вращательной оси 102, но имеется только вращение штатива 101 вокруг вращательной оси 102.

Кроме того, может быть предоставлено устройство 135 получения

электрокардиограммы, которое снимает электрокардиограмму сердца 130 человека 107, в то время как рентгеновское излучение, поглощенное при прохождении через сердце 130, детектируется детектором 108. Данные, связанные с измеренной электрокардиограммой, передаются на блок 118 реконструкции.

Детектор 108 соединяется с блоком 118 реконструкции. Блок 118 реконструкции принимает результат детектирования, то есть считывания, от элементов 123 детектора 108 и определяет результат сканирования исходя из этих считываний. Кроме того, блок 118 реконструкции связывается с блоком 117 управления двигателем, чтобы скоординировать движение штатива 101 и двигателей 103 и 120 с операционным столом 119.

Блок 118 реконструкции может быть выполнен с возможностью восстановления изображения из считываний детектора 108. Восстановленное изображение, созданное блоком 118 реконструкции, может быть выведено на дисплей (не показан на Фиг.5) через интерфейс 122.

Блок реконструкции 118 может быть реализован в виде процессора для обработки считываний элементов 123 детектора 108.

Детектор 108 содержит подложку и отражающий слой на подложке, причем отражающий слой выполнен с возможностью отражения части света, произведенного в сцинтилляторе, на матрицу детекторов и причем отражающий слой содержит множество отверстий, выполненных прозрачными для длины волны регенерирующего света так, что комбинация подложки и отражающего слоя является частично прозрачной для длины волны регенерирующего света. Детектор 108 может также содержать большое количество отдельных пиксельных элементов. В этом случае, каждый из этих пиксельных элементов имеет, по меньшей мере, одну из их внешних стенок, сделанных из частично прозрачного отражающего материала так, что регенерирующий свет может быть введен в пиксельный элемент. Регенерирующий свет затем используется для улучшения временного поведения пиксельного элемента и или улучшения стабильности чувствительности пиксельного элемента во времени и/или после радиационной экспозиции.

Измеренные данные, а именно данные кардиологической компьютерной томографии и электрокардиографические данные, обрабатываются посредством блока 118 реконструкции, которым можно дополнительно управлять через графический пользовательский интерфейс (GUI) 140. Этот ретроспективный анализ может быть основан на спиральной кардиологической схеме реконструкции с конусным пучком, используя ретроспективную синхронизацию с кардиограммой. Следует отметить, однако, что настоящее изобретение не ограничивается этим конкретным вариантом сбора и реконструкции данных.

Следует отметить, что термин "содержащий" не исключает другие элементы или этапы и выражения в единственном числе не исключают множества вариантов. Кроме того, элементы, описанные в связи с различными вариантами реализации, могут быть объединены.

Следует также отметить, что обозначенные ссылки в формулах не должны быть рассмотрены как ограничение объема притязаний формул.

Формула изобретения

1. Детектор для обследования представляющего интерес объекта аппаратом для обследования, причем детектор содержит:
подложку и отражающий слой;

причем отражающий слой выполнен с возможностью отражения части света, произведенного в сцинтилляторе, на матрицу датчиков; и

причем отражающий слой содержит множество отверстий, выполненных прозрачными для длины волны регенерирующего света, так, что отражающий слой является частично прозрачным для длины волны регенерирующего света.

2. Детектор по п.1, в котором

отражающий слой содержит материал, который является непрозрачным для длины волны регенерирующего света и для длины волны света, произведенного в сцинтилляторе.

3. Детектор по п.1, в котором

подложка представляет собой подложку сцинтиллятора, и отражающий слой расположен на подложке сцинтиллятора.

4. Детектор по п.1, в котором

матрица датчиков содержит множество пикселей; и размер каждого отверстия в отражающем слое составляет менее, чем 10% от размера пикселя матрицы датчиков.

5. Детектор по п.1, в котором

отражающий слой имеет поверхность; часть поверхности отражающего слоя прозрачна для длины волны регенерирующего света; и

часть поверхности отражающего слоя, которая является прозрачной для длины волны регенерирующего света, составляет менее, чем 30% от поверхности отражающего слоя.

6. Детектор по п.1, в котором

множество отверстий в отражающем слое производится на основе процесса лазерной абляции или процесса взрывной литографии.

7. Детектор по п.1, в котором

отражающий слой и подложка выполнены с возможностью рассеяния или поглощения только малой части первичного излучения.

8. Детектор по п.1, в котором

подложка сцинтиллятора представляет собой стеклянную подложку; и детектор содержит жесткое уплотнение между подложкой сцинтиллятора и матрицей датчиков; и

жесткое уплотнение выполнено с возможностью герметичной изоляции фронтальной оконечности детектора от окружающей среды.

9. Детектор по п.1, в котором

детектор является плоским детектором, выполненным с возможностью детектирования рентгеновского излучения.

10. Аппарат для обследования представляющего интерес объекта, причем аппарат для обследования содержит:

детектор, имеющий подложку и отражающий слой;

причем отражающий слой выполнен с возможностью отражения части света, произведенного в сцинтилляторе, на матрицу датчиков; и причем отражающий слой содержит множество отверстий, выполненных прозрачными для длины волны регенерирующего света, так, что отражающий слой является частично прозрачным для длины волны регенерирующего света.

11. Аппарат для обследования по п.10, выполненный или как аппарат двумерной рентгеновской визуализации, или как аппарат компьютерной томографии, или как

аппарат компьютерной томографии с когерентным рассеянием, или как рентгеновский аппарат для обследования для кардиологической визуализации, визуализации сосудов, или универсальной рентгенографии и флюороскопической визуализации.

5 12. Способ для изготовления комбинации частично прозрачной подложки сцинтиллятора и отражающего слоя для детектора для обследования представляющего интерес объекта при помощи аппарата для обследования, причем способ содержит этапы:

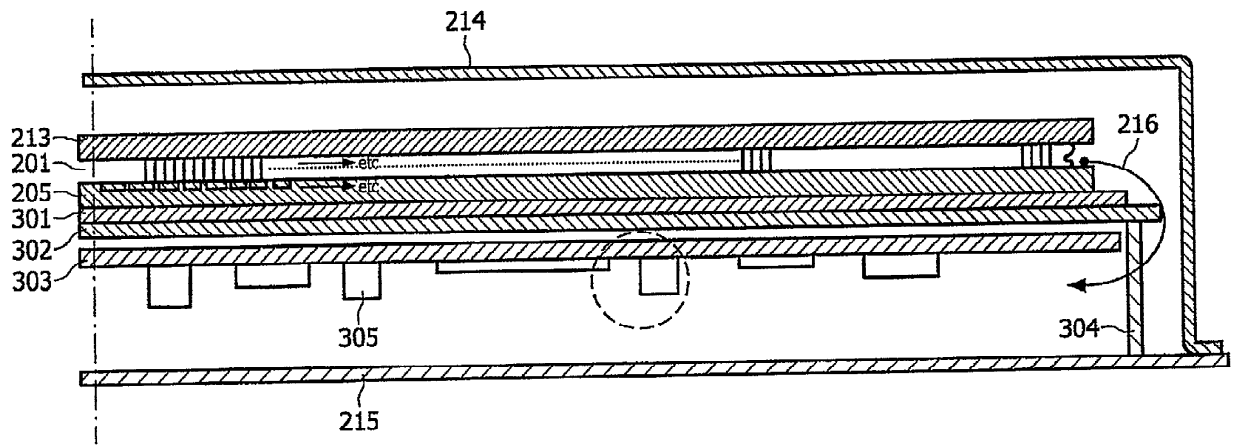
10 предоставления подложки сцинтиллятора;
нанесения отражающего слоя на подложку сцинтиллятора; и
предоставления множества отверстий в отражающем слое, причем отверстия являются прозрачными для длины волны регенерирующего света, так, что комбинация подложки сцинтиллятора и отражающего слоя оказывается частично
15 прозрачной для длины волны регенерирующего света;
причем отражающий слой выполнен с возможностью отражения части света, произведенного в сцинтилляторе, на матрицу датчиков.

13. Способ по п.12, дополнительно содержащий этап:

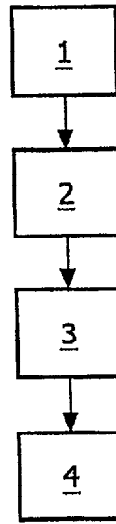
20 изменения поверхностной структуры подложки сцинтиллятора на стороне, где будет выращен сцинтиллятор, что приводит к поверхностной шероховатости для предотвращения отслоения подложки сцинтиллятора во время использования детектора.

25 14. Способ для изготовления комбинации частично прозрачной подложки и отражающего слоя детектора для обследования представляющего интерес объекта при помощи аппарата для обследования, причем способ содержит этапы:

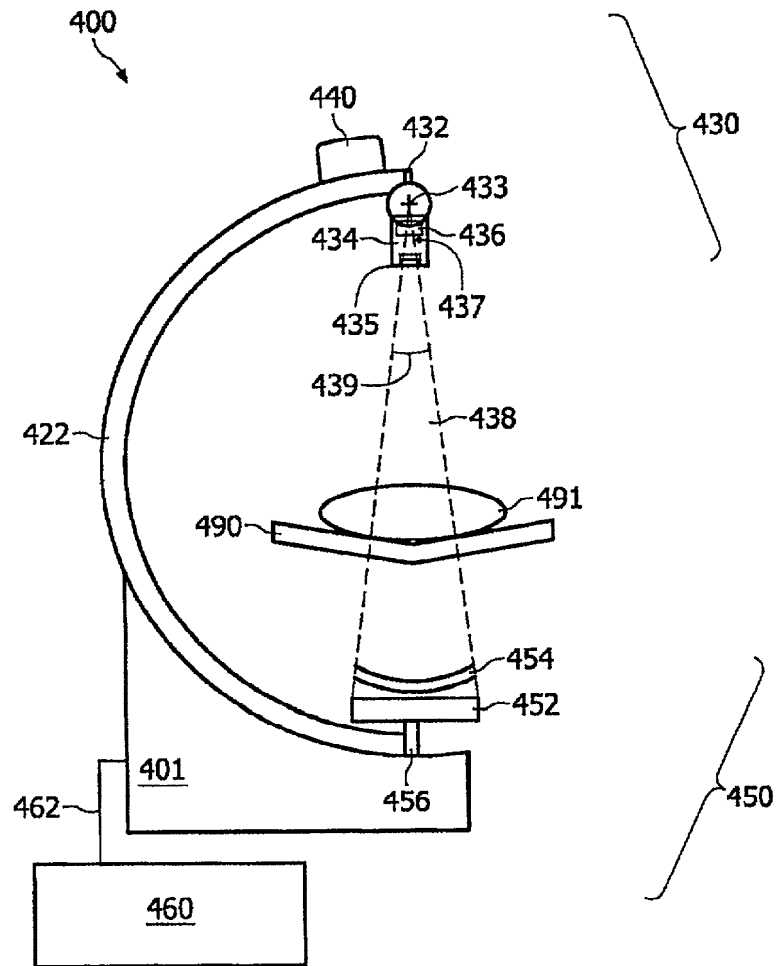
предоставления подложки матрицы датчиков;
нанесения матрицы датчиков на подложку матрицы датчиков;
30 нанесения сцинтиллятора на матрицу датчиков;
предоставления отражающего слоя на сцинтилляторе,
причем отражающий слой выполнен как зеркало или как белое покрытие с маленькими отверстиями.



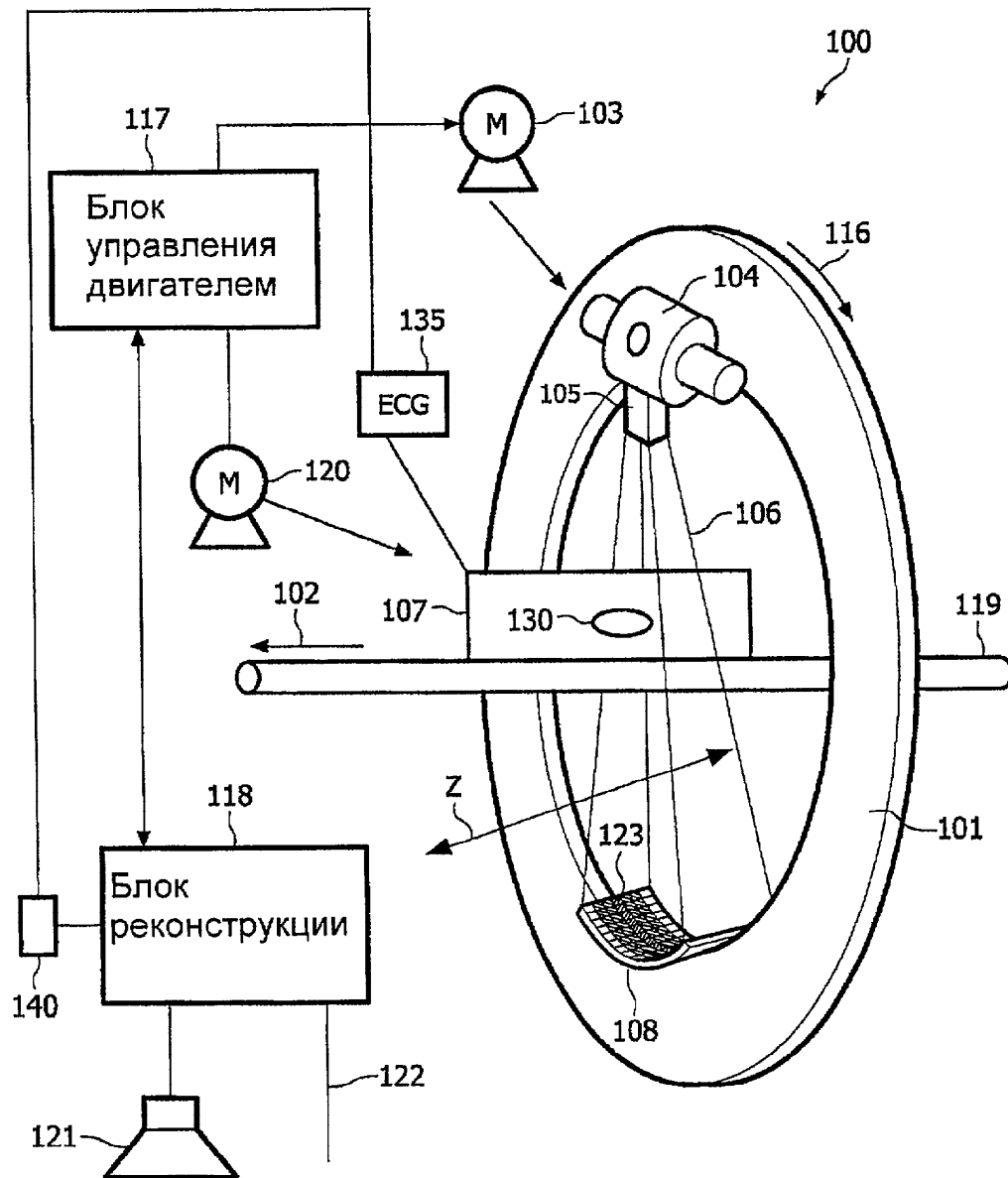
ФИГ.1



ФИГ.3



ФИГ.4



ФИГ.5