

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2013140544/28, 30.01.2012

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
30.01.2012

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
03.02.2011 US 61/439,077

(43) Дата публикации заявки: 10.03.2015 Бюл. № 7

(45) Опубликовано: 10.07.2016 Бюл. № 19

(56) Список документов, цитированных в отчете о
поиске: US 2008253507 A1, 16.10.2008. US
2007221858 A1, 27.09.2007. US 7238943 B2,
03.07.2007. RU 2386981 C2, 20.04.2010.(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 03.09.2013(86) Заявка РСТ:
IB 2012/050426 (30.01.2012)(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2012/104775 (09.08.2012)

Адрес для переписки:

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

(72) Автор(ы):

РОНДА Корнелис Рейндер (NL),
ЛЕВЕН Симха (NL),
КАРМИ Раз (NL),
ВАЙНЕР Наор (NL),
ЛИВНЕ Амир (NL),
ШИРЯЕВ Роман (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

C2

C2

C2

C2

C2

RU

R U
2 5 8 9 2 5 2
C 2(54) ЧУВСТВИТЕЛЬНЫЕ К ВЕРТИКАЛЬНОМУ ИЗЛУЧЕНИЮ ДЕТЕКТОРЫ ОДНОЙ ИЛИ
МНОГИХ ЭНЕРГИЙ

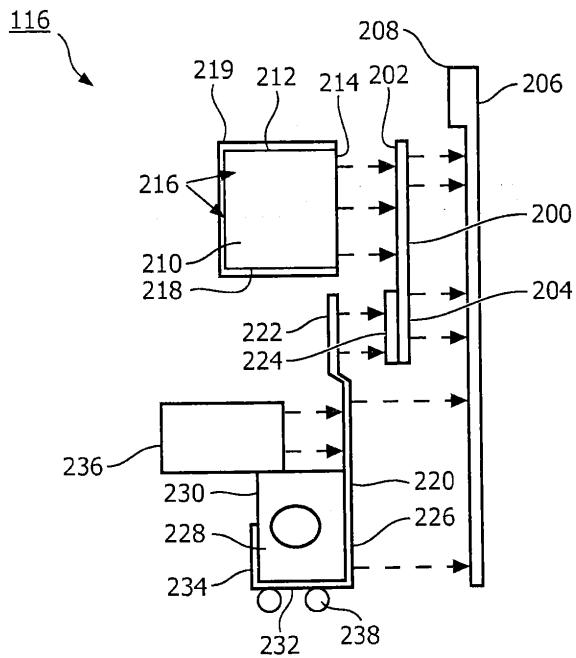
(57) Реферат:

Изобретение относится к формированию изображений, а конкретнее к чувствительным к вертикальному излучению детекторам одной и/или многих энергий. Матрица чувствительных к вертикальному излучению детекторов включает в себя по меньшей мере одну детекторную пластину. Детекторная пластина включает в себя матрицу сцинтилляторов, включающую в себя, по меньшей мере, верхнюю сторону, которая принимает излучение, нижнюю сторону и заднюю сторону, и монтажную плату фотодатчиков, включающую в себя фоточувствительную область, оптически связанную с задней стороной

матрицы сцинтилляторов. Детекторная пластина дополнительно включает в себя обрабатывающую электронику, размещенную под матрицей сцинтилляторов, гибкую монтажную плату, электрически соединяющую фоточувствительную область и обрабатывающую электронику, и экран для защиты от излучения, расположенный под нижней частью матрицы сцинтилляторов между сцинтиллятором и обрабатывающей электроникой, тем самым защищая обрабатывающую электронику от остаточного излучения, проходящего через матрицу сцинтилляторов. Технический результат

- повышение качества изображения. 2 н. и 13 з.п.

ф-лы, 11 ил.



ФИГ.2

R U

2 5 8 9 2 5 2

C 2

C 2

2 5 8 9 2 5 2

R U

FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21)(22) Application: 2013140544/28, 30.01.2012

(24) Effective date for property rights:
30.01.2012

Priority:

(30) Convention priority:
03.02.2011 US 61/439,077

(43) Application published: 10.03.2015 Bull. № 7

(45) Date of publication: 10.07.2016 Bull. № 19

(85) Commencement of national phase: 03.09.2013

(86) PCT application:
IB 2012/050426 (30.01.2012)(87) PCT publication:
WO 2012/104775 (09.08.2012)

Mail address:

129090, Moskva, ul. B. Spasskaja, 25, stroenie 3,
OOO "JUridicheskaja firma Gorodisskij Partnery"

(72) Inventor(s):

RONDA Kornelis Rejnder (NL),
LEVEN Simkha (NL),
KARMI Raz (NL),
VAJNER Naor (NL),
LIVNE Amir (NL),
SHIRYAEV Roman (NL)

(73) Proprietor(s):

KONINKLEJKE FILIPS N.V. (NL)

C2
25259252
RU

(54) VERTICAL RADIATION SENSITIVE DETECTORS OF ONE OR MULTIPLE ENERGIES

(57) Abstract:

FIELD: image forming device.

15 cl, 11 dwg

SUBSTANCE: invention relates to generation of images, particularly, to sensitive to vertical radiation detectors one and/or many energies. Matrix sensitive to vertical radiation detectors includes at least one detector plate. Detector plate includes array of scintillators, including, at least, top side which receives radiation, bottom side and rear side, and circuit board photo sensors, including photosensitive region which is optically connected to rear side of array of scintillators. Detector plate additionally comprises processing electronics, arranged under matrix scintillators, flexible circuit board electrically connecting photosensitive area and processing electronics, and screen for protection from radiation, located under lower part of matrix scintillators between scintillator and processing electronic equipment, thereby protecting processing electronics from residual radiation passing through array of scintillators.

EFFECT: high image quality.

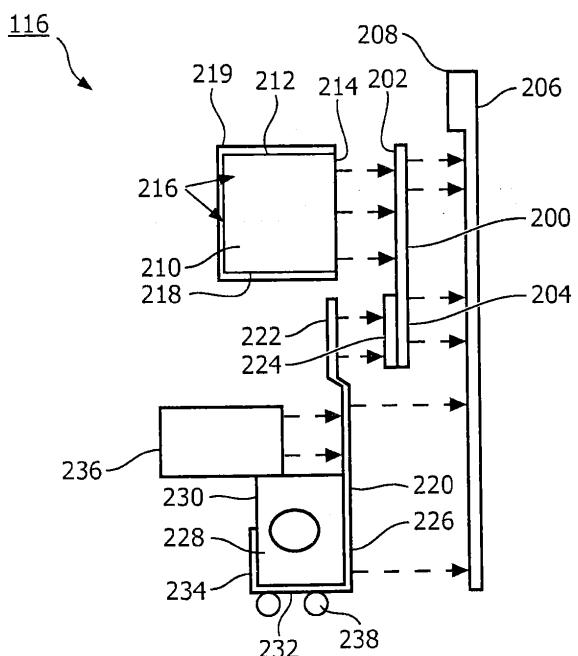
R
U
2
5
8
9
2
5
2
C
2

Р У

2 5 8 9 2 5 2

С 2

Р У 2 5 8 9 2 5 2 С 2



ФИГ.2

ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ, К КОТОРОЙ ОТНОСИТСЯ ИЗОБРЕТЕНИЕ

Последующее в целом относится к формированию изображений, а конкретнее к чувствительным к вертикальному излучению детекторам одной и/или многих энергий, и описано с конкретным применением к компьютерной томографии (СТ); однако

5 последующее также пригодно для способов формирования изображений без СТ, таких как однократная фотонная эмиссионная компьютерная томография (SPECT), позитрон-эмиссионная томография (PET), цифровое рентгенологическое исследование и/или другие способы формирования изображений.

УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ

10 Традиционный сканер компьютерной томографии (СТ) включает в себя рентгеновскую трубку, которая испускает ионизирующее рентгеновское излучение, которое проходит через область исследования и пациента в ней и облучает матрицу детекторов, размещенную от края до края области исследования от рентгеновской трубки. Матрица детекторов включает в себя множество интегрирующих детекторов 15 одной энергии, каждый из которых включает в себя оксид-сульфид гадолиния (GOS), или другую матрицу сцинтилляторов, оптически связанную с матрицей фотодатчиков. Детектор двух энергий включал в себя первую матрицу сцинтилляторов, имеющую материал (например, селенид цинка (ZnSe)) для поглощения фотонов «мягкого» рентгеновского излучения более низкой энергии и еще одну матрицу сцинтилляторов, 20 имеющую материал (например, GOS) для поглощения фотонов «жесткого» рентгеновского излучения более высокой энергии.

Рентгеновское излучение облучает матрицу сцинтилляторов, которая поглощает 25 фотоны рентгеновского излучения и в ответ испускает оптические фотоны, служащие признаком поглощенных фотонов рентгеновского излучения. Матрица фотодатчиков детектирует оптические фотоны и генерирует электрический сигнал (тока или напряжения), характеризующий детектированные оптические фотоны. Неизбежно некоторые фотоны остаточного рентгеновского излучения проходят через сцинтиллятор, не поглощаясь матрицей сцинтилляторов. Реконструктор реконструирует выходные 30 сигналы фотодатчиков и формирует данные объемного изображения, характеризующие сканируемого пациента. С детекторами двух энергий изображения могут формироваться для каждого уровня энергии и/или данные могут комбинироваться для формирования изображения, подобного системе с одной энергией.

Фотоны рентгеновского излучения, проходящие через пациента, разрежаются и 35 поглощаются пациентом в качестве функции рентгенопроницаемости проходимой ткани, и энергия, поглощенная в пациенте, обычно указывается ссылкой как поглощенная доза или доза пациента. К сожалению, такое ионизирующее излучение может повреждать клетки. Тенденция в СТ состояла в том, чтобы уменьшать дозу пациента, в том числе для массового профилактического обследования бессимптомных 40 пациентов и/или формирования изображений более молодого населения, пациентов, подвергающихся повторным сканированиям. Однако уменьшение дозы пациента оказывает неблагоприятное влияние на шумы изображения, в которых, главным образом, преобладает пуассоновский («квантовый») шум фотонов рентгеновского излучения, достигающих детектора. Более того, попытка формировать изображения с 45 относительно более низкой дозой в традиционных сканерах СТ создает значительные избыточные шумы и артефакты изображения, например, когда электронные сигналы, сгенерированные детектором, близки к уровню электронного шума.

Почти все сцинтилляторы имеют некоторое оптическое поглощение в дополнение к излучению в оптическом диапазоне (вследствие поглощения рентгеновского

излучения). Это оптическое поглощение пропорционально расстоянию, которое проходят световые фотоны по мере того, как они рассеиваются на фотодетектор. По существу, увеличение высоты вертикального фотодетектора (где фотодетектор устанавливается на сторону сцинтиллятора относительно направления падающего излучения) без увеличения поглощения фотонов рентгеновского излучения может уменьшать поглощение оптических фотонов и таким образом повышать уровень электронных сигналов, генерируемых детектором.

Еще одна тенденция в СТ состояла в том, чтобы увеличивать пространственное разрешение наряду с сохранением предопределенной площади покрытия. Разрешение может увеличиваться посредством уменьшения при условии постоянного расстояния от фокального пятна рентгеновского излучения, размеров детекторов. Однако, для того чтобы сохранять предопределенную площадь покрытия с детекторами, имеющими уменьшенный размер, требуется больше детекторов, что может увеличивать полную стоимость системы детектирования. Более того, для того чтобы поддерживать заданный уровень отношения сигнал/шум для изображения, электрические схемы в детекторе должны быть расположены как можно ближе к фотодетектору для уменьшения дополнительного электронного шума. Относительно более высокий уровень рабочих характеристик может достигаться, когда электрические схемы являются ближайшими к фотодатчику. Однако размещение схем в таком местоположении требует либо блокирования остаточного рентгеновского излучения от достижения электрических схем (например, посредством экрана для защиты от излучения), либо использования стойких к излучению электрических схем, которые соответственно могут занимать большую площадь и/или увеличивать стоимость детектора.

РАСКРЫТИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Аспекты настоящего документа принимают меры в ответ на вышеупомянутые и другие вопросы.

Согласно одному из аспектов матрица чувствительных к вертикальному излучению детекторов включает в себя по меньшей мере одну детекторную пластину. Детекторная пластина включает в себя матрицу сцинтилляторов, включающую в себя, по меньшей мере, верхнюю сторону, которая принимает излучение, нижнюю сторону и заднюю сторону, и монтажную плату фотодатчиков, включающую в себя фоточувствительную область, оптически связанную с задней стороной матрицы сцинтилляторов. Детекторная пластина дополнительно включает в себя обрабатывающую электронику, размещенную под матрицей сцинтилляторов, гибкую монтажную плату, электрически соединяющую фоточувствительную область и обрабатывающую электронику, и экран для защиты от излучения, расположенный под нижней частью матрицы сцинтилляторов между сцинтиллятором и обрабатывающей электроникой, тем самым защищая обрабатывающую электронику от остаточного излучения, проходящего через матрицу сцинтилляторов.

Согласно еще одному аспекту способ включает в себя детектирование излучения посредством по меньшей мере одной детекторной пластины матрицы детекторов системы формирования изображений, формирование сигнала, характеризующего детектированное излучение, и реконструирование сигнала с формированием данных объемного изображения. Детекторная пластина включает в себя матрицу сцинтилляторов, включающую в себя, по меньшей мере, верхнюю сторону, которая принимает излучение, нижнюю сторону и заднюю сторону, и монтажную плату фотодатчиков, включающую в себя фоточувствительную область, оптически связанную с задней стороной матрицы сцинтилляторов. Детекторная пластина дополнительно

включает в себя обрабатывающую электронику, размещенную под матрицей сцинтилляторов, гибкую монтажную плату, электрически соединяющую фоточувствительную область и обрабатывающую электронику, и экран для защиты от излучения, расположенный под нижней частью матрицы сцинтилляторов между 5 сцинтиллятором и обрабатывающей электроникой, тем самым защищая обрабатывающую электронику от остаточного излучения, проходящего через матрицу сцинтилляторов.

Согласно еще одному аспекту матрица чувствительных к излучению детекторов включает в себя верхнюю матрицу сцинтилляторов с галогенидным сцинтиллятором 10 и по меньшей мере одну другую матрицу сцинтилляторов, размещенную под верхней матрицей сцинтилляторов. Матрица чувствительных к излучению детекторов дополнительно включает в себя фотодатчик, оптически связанный с матрицей сцинтилляторов и выполненный с возможностью детектировать оптические электроны, испускаемые верхней и по меньшей мере одной другой матрицами сцинтилляторов, 15 испускаемые в ответ на поглощение фотонов рентгеновского излучения верхней и по меньшей мере одной другой матрицами сцинтилляторов.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

Изобретение может обретать форму в различных компонентах и компоновках компонентов и различных этапах и компоновках этапов. Чертежи предназначены 20 только для целей иллюстрации предпочтительных вариантов осуществления и не должны истолковываться в качестве ограничивающих изобретение.

Фиг. 1 иллюстрирует примерную систему формирования изображений с матрицей детекторов, включающей в себя множество мозаичных элементов с множеством пластин вертикальных детекторов.

25 Фиг. 2 и 3 иллюстрируют примерную вертикальную детекторную пластину одной энергии.

Фиг. 4 иллюстрирует мозаичный элемент с множеством пластин вертикальных детекторов одной энергии.

30 Фиг. 5 иллюстрирует мозаичный элемент с множеством пластин вертикальных детекторов двух энергий.

Фиг. 6 иллюстрирует примерную вертикальную детекторную пластину двух энергий.

Фиг. 7 иллюстрирует спектры испускания для различных сцинтилляционных материалов.

35 Фиг. 8 иллюстрирует вертикальный детектор двух энергий, использующий керамические или кристаллические сцинтилляторы.

Фиг. 9 иллюстрирует вертикальный детектор двух энергий, использующий композитные сцинтилляторы.

Фиг. 10 иллюстрирует спектры поглощения рентгеновского излучения для различных сцинтилляционных материалов.

40 Фиг. 11 иллюстрирует примерный способ.

ОСУЩЕСТВЛЕНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Фиг. 1 иллюстрирует систему 100 формирования изображений, такую как сканер компьютерной томографии (СТ). Система 100 формирования изображений включает в себя неподвижный портал 102 и поворотный портал 104, который с возможностью 45 поворачивания поддерживается неподвижным порталом 102. Поворотный портал 104 поворачивается вокруг области 106 исследования вокруг продольной оси или оси 108 z. Источник 110 излучения, такой как рентгеновская трубка, поддерживается посредством и поворачивается с помощью поворотного портала 104 и испускает

излучение (например, фотоны рентгеновского излучения). Коллиматор источника (не показан) сводит в параллельный пучок испущенное излучение для формирования в целом конического, веерного, клиновидного или имеющего другую форму пучка излучения, который проходит область 106 исследования и объект (например, багаж и т.д.) или субъект (человек или животное) в ней.

Матрица 114 чувствительных к излучению детекторов прикреплена к поворотному порталу 104 и стягивает угловую дугу напротив источника 110 излучения, противостоящую области 106 исследования. Проиллюстрированная матрица 114 детекторов включает в себя множество детекторных мозаичных элементов 116, 10 уложенных стопой вдоль поперечной оси (в плоскости x/y), которая является поперечной по отношению к оси 108 z. Как показано, детекторный мозаичный элемент 116 включает в себя множество пластин 118 детектора, уложенных стопой относительно друг друга вдоль поперечной оси и тянувшихся вдоль направления оси z. В еще одном варианте осуществления матрица 114 детекторов, в качестве альтернативы, включает в себя множество детекторных модулей или расширенных матриц одиночных детекторов.

Как подробнее описано ниже в одном из вариантов осуществления, детекторная пластина 118 в целом включает в себя множество участков вертикального детектирования одной или многих энергий, тянувшихся вдоль направления оси z, в которых участок вертикального детектирования включает в себя одно- или 20 многомерную матрицу сцинтилляторов (включающую в себя традиционные керамические сцинтилляторы, такие как GOS, и кристаллические или керамические сцинтилляторы, такие как основанные на галогениде сцинтилляторы, и композитные сцинтилляторы, содержащие порошкообразный сцинтиллятор в смоляной или пластмассовой среде, и/или другие сцинтилляционные материалы), каждый элемент 25 которой оптически связан с соответственным элементом в одно- или многомерной матрице фотодатчиков.

Детекторная пластина 118 дополнительно включает в себя обрабатывающую электронику, расположенную под или ниже участков вертикального детектирования относительно направления входящих фотонов рентгеновского излучения, гибкую 30 печатную монтажную плату (PCB), электрически соединяющую матрицы фотодатчиков участков вертикального детектирования и обрабатывающую электронику, и экран для защиты от излучения, прикрепленный к гибкой PCB между участками вертикального детектирования и обрабатывающей электроникой, защищающий обрабатывающую электронику от остаточного излучения, преодолевающего участки вертикального 35 детектирования. Экран для защиты от излучения уменьшает необходимость использовать стойкие к излучению компоненты в обрабатывающей электронике, что может уменьшать стоимость относительно конфигурации, в которой стойкие к излучению компоненты используются в обрабатывающей электронике. Более того, гибкая PCB предоставляет возможность для уменьшения стоимости детектора 40 относительно конфигурации, в которой используется более дорогостоящая основанная на керамике PCB, и может быть менее восприимчива к образованию трещин относительно жесткой или другой PCB.

Матрица 114 чувствительных к излучению детекторов в ответ на детектирование фотонов рентгеновского излучения генерирует и выводит сигнал (или данные 45 проецирования), показывающий детектированное излучение. В конфигурации, в которой участок вертикального детектирования включает в себя многомерную матрицу сцинтилляторов (со слоями, имеющими разные характеристики поглощения энергии рентгеновского излучения), оптически связанную с комплементарной многомерной

матрицей фотодатчиков, спектральная информация может выводиться посредством измерения поглощения рентгеновского излучения по глубине матрицы сцинтилляторов, и традиционные измерения СТ могут производиться суммированием выходных сигналов элементов многоэлементной фотодиодной матрицы на одной и той же траектории луча.

5 Реконструктор 120 реконструирует сигнал или данные проецирования с использованием алгоритма спектральной или традиционной реконструкции и формирует данные объемного изображения, показывающие область 106 исследования. Одно или более спектральных или традиционных изображений могут формироваться из данных объемного изображения. Постамент 122 для субъекта, такой как кушетка, поддерживает 10 объект или субъект в области 106 исследования. Постамент 122 является подвижным вдоль осей x, y и z в координации с поворачиванием поворотного портала 104, чтобы содействовать спиральной, осевой или другим требуемым траекториям сканирования.

Вычислительная система общего назначения служит в качестве пульта 124 оператора, который включает в себя удобочитаемые для человека устройства вывода, такие как 15 устройство отображения и/или принтер, и устройства ввода, такие как клавиатура и/ или мышь. Пульт 124 включает в себя один или более процессоров, выполненных с возможностью выполнять машинно-читаемые команды (программное обеспечение), закодированные или воплощенные на локальном и/или удаленном машинно-читаемом запоминающем носителе (таком, как физическая память), которые предоставляют 20 оператору возможность управлять работой системы 100, например, предоставляя оператору возможность выбирать протокол спектрального или традиционного сканирования, начинать/завершать сканирование и т.д. Дополнительно или в качестве альтернативы, команды могут переноситься посредством носителя сигнала или несущей волны.

25 Фиг. 2, 3 и 4 показывают неограничивающий пример детекторную пластину 118 одной энергии. Фиг. 2 показывает покомпонентное боковое изображение для детекторной пластины 118. Фиг. 3 показывает вид спереди в перспективе детекторной пластины 118, а Фиг. 4 показывает множество детекторных пластин 118 в детекторном мозаичном элементе с подложкой и обрабатывающей электроникой, установленными 30 под пластинами 118.

На фигурах монтажная плата 200 фотодатчиков, которая включает в себя фоточувствительную область 202, которая является по меньшей мере такой же длинной, как сцинтиллятор 210, прикрепленный к ней, и передающую сигналы область 204, которая является по меньшей мере такой же длинной, как соответствующий участок 35 222 приема сигналов гибкой PCB 220, прикреплена к целом плоской области опорного держателя 206, который включает в себя выступ, тянувшийся из держателя 206. Монтажная плата 200 может быть приклеена и/или иным образом прикреплена к области держателя 206. Держатель 206 включает в себя защищающий от рентгеновского излучения материал, такой как вольфрам и/или другой защищающий от излучения 40 материал, и выступ 208 продолжается через установленную монтажную плату 200, тем самым защищая монтажную плату 200 от фотонов рентгеновского излучения, падающих на выступ 208. Область 204 передачи сигналов включает в себя электрическое межсоединение в электрической связи с фоточувствительной областью 202, которая может включать в себя фотодиоды, такие как кремниевые (Si), арсенид-галлиевые 45 (GaAs), фосфид-индиевые (InP) и/или другие фотодиоды, детектор с зарядовой связью, детектор на КМОП (комплементарных металлооксидных полупроводниках, CMOS) и/или другие детекторы излучения.

Матрица 210 сцинтилляторов прикреплена к монтажной плате 200 в соединении с

фоточувствительной областью 202. Матрица 210 сцинтилляторов имеет верхнюю 212 или принимающую излучение сторону, заднюю или передающую оптические фотоны сторону 214, три другие стороны 216 (одна из которых не видна на Фиг. 2) и нижнюю сторону 218. Отражающее покрытие 219 (например, белая краска) нанесено на верхнюю 5 сторону 212, три другие стороны 216 и нижнюю сторону 218, что может облегчать направление оптических фотонов в направлении фоточувствительной области 202. В проиллюстрированном варианте осуществления матрица 210 сцинтилляторов прикреплена к фоточувствительной области 202 из условия, чтобы передающая оптические фотоны сторона 214 была обращена к фоточувствительной области 202.

10 Матрица 210 сцинтилляторов может быть прикреплена посредством оптического клея или иным образом. На Фиг. 3 матрица 210 сцинтилляторов является N-элементной матрицей, в которой N=5 (пяти). В других вариантах осуществления N может иметь значение восьми (8), шестнадцати (16), тридцати двух (32), двухсот пятидесяти шести (256) или другого целого числа.

15 Гибкая PCB 220 прикреплена к передающей сигналы области 204 подложки 200. Вообще может использоваться любая известная или другая гибкая PCB. Примером пригодной гибкой PCB является PCB, имеющая материал основы, включающий в себя многослойный материал и/или гибкую полимерную пленку, которые могут включать в себя, но не в качестве ограничения, одно или более из полиэстера (PET), полииамида 20 (PI), полиэтилен-нафталата (PEN), полизэфиримида (PEI), фторполимера (FEP) и/или другого материала. Гибкая PCB 220 также включает в себя kleевое связующее (например, основанное на полимере) и один или более электропроводящих слоев (например, медных, серебряных и т. д.), в том числе электрические межсоединения или проводящие трассы, которые могут вытравливаться или формироваться иным образом в одном или 25 более слоев. Электрическое межсоединение облегчает передачу электрического сигнала, генерируемого областью 202 фотодатчиков в ответ на считывание оптических фотонов.

В проиллюстрированном варианте осуществления участок 222 гибкой PCB 220 прикреплен к передающей сигналы области 204 через проводящее связующее или электрический припой 224. Пригодное проводящее связующее включает в себя, но не 30 в качестве ограничения, клейкую ленту из анизотропной проводящей пленки (ACF) и/ или другое связующее. Что касается варианта с припоеем, может использоваться любая обработка с припоеем. Опорная область 226 гибкой PCB 220 опирается на держатель 206. Опорная область 226 предоставляет возможность для расширения и/или сжатия, и/или другого перемещения гибкой PCB 220. По выбору, под участник опорной области 35 226 может быть прикреплен или подвижно прикреплен к держателю 206.

Проиллюстрированная гибкая PCB 220 профилирована из условия, чтобы включала в себя опорную область 228 для поддержки зажимного устройства 230. В проиллюстрированном варианте осуществления область 228 расположена на стороне PCB 220, противоположной той, которая обращена к подложке 200 и держателю 206, 40 и продолжается в направлении от подложки 200 и держателя 206.

В проиллюстрированном варианте осуществления опорная область 228 включает в себя первую секцию 232, которая продолжается от участка гибкой PCB 220, поддерживающего держателем 206, и в целом перпендикулярно относительно опорного держателя 206, и в целом параллельно и под нижней стороной 218 матрицы 210 45 сцинтилляторов. Вторая секция 234 гибкой PCB 220 продолжается от первой секции 232 в целом перпендикулярно по направлению к нижней стороне 218 матрицы 210 сцинтилляторов и в целом параллельно опорному держателю 206. Зажимное устройство 230 может быть приклеено или закреплено иным образом в опорной области 228.

Проиллюстрированное зажимное устройство 230 включает в себя металлическую колодку с одним или более установочных отверстий или областей без материала, которые могут использоваться для выравнивания детекторной пластины 118 в мозаичном элементе или модуле и могут предусматривать высокую механическую

5 точность для сборки с низкой стоимостью.

Экран 236 для защиты от излучения крепится к зажимному устройству 230 между нижней стороной 218 матрицы 210 сцинтилляторов и зажимным устройством 230. Экран 236 для защиты от излучения включает в себя один или более непроницаемых для излучения материалов, которые существенно прореживают фотоны рентгеновского

10 излучения, проходящие через матрицу 210 сцинтилляторов и попадающие на экран 236 для защиты от излучения. Электрические контакты 238 расположены на стороне первой секции 232, противоположной стороне, на которую опирается зажимное устройство 230. В проиллюстрированном варианте осуществления электрический контакт 238 включает в себя один или более электропроводящих шариков припоя. В еще одном

15 варианте осуществления электрический контакт дополнительно или в качестве альтернативы включает в себя электропроводящую эпоксидную смолу.

Фиг. 4 показывает подфрагмент детекторного мозаичного элемента 402, включающего в себя множество пластин 118, прикрепленных к подложке 404, и обрабатывающую электронику 406. На Фиг. 4 показаны три (3) из детекторных пластин 118. Однако мозаичный элемент 402 может включать в себя любое количество детекторных пластин 118, такое как восемь (8), шестнадцать (16), тридцать два (32), двести пятьдесят шесть (256) или другое целое число. Подложка 404 прикреплена к первой стороне первой секции 232 посредством электрических контактов 238, и обрабатывающая электроника 406 прикреплена к подложке 404 посредством

25 электрических контактов, которые подобно контактам 238 могут включать в себя припой, проводящую эпоксидную смолу и/или другое электропроводящее связующее.

Обрабатывающая электроника 406 может включать в себя мультиплексоры, усилители, аналого-цифровые преобразователи и/или другие схемы в интегральной микросхеме (ИС, IC), специализированной интегральной схеме (ASIC) или тому подобном. Подложка 404 прикреплена к первой стороне первой секции 232 посредством электрических контактов 238, и обрабатывающая электроника 406 прикреплена к подложке 404 посредством известных (например, проводного соединения, методом перевернутого кристалла и т.д.) или других технологий. В этой конфигурации, обрабатывающая электроника 406 размещена ниже защиты от излучения,

35 предусмотренной посредством опорного держателя 206, выступа 208 и экрана 236 для защиты от излучения, и защищена от рентгеновского излучения, проходящего через сцинтиллятор 210, опорным держателем 206, выступом 208 и экраном 236 для защиты от излучения.

Фиг. 5 и 6 показывают неограничивающий пример мозаичного элемента 500 с (двууровневыми) детекторными пластинами 118 двух энергий. Фиг. 5 показывает вид сбоку мозаичного элемента 500, а Фиг. 6 показывает вид спереди мозаичного элемента 500. Другие варианты осуществления включают в себя детекторную пластину с разрешением более чем двух энергий. Обычно пара разных подобластей сцинтиллятора/фотодатчика используется для каждого разного диапазона энергий.

45 Проиллюстрированные детекторные пластины 118 двух энергий по существу подобны детекторной пластине одной энергии, показанной на Фиг. 2-4, за исключением того, что они включают в себя матрицу 502 сцинтилляторов, имеющую две разные сцинтилляционные подобласти, верхнюю подобласть 504 и нижнюю подобласть 506,

для отдельного детектирования фотонов рентгеновского излучения, имеющих энергию в двух разных диапазонах энергий (более низком и более высоком диапазоне), и фоточувствительную область 508, имеющую две комплементарные фоточувствительные подобласти, первую подобласть 510 и вторую подобласть 512, для детектирования 5 соответствующих оптических фотонов.

Различные сцинтилляционные материалы могут использоваться в сцинтилляторе (ах), описанном в настоящем документе. Примеры включают в себя, но не в качестве ограничения, GOS, ZnSe, ZnSe, активированные теллуром (ZnSe:Te), легированные европием (Eu) йодит кальция (CaI₂:Eu), йодид стронция (SrI₂:Eu) и йодид бария (BaI₂:Eu),

10 керамические щелочно-земельные йодиды, легированные Eu²⁺, нелегированный SrI₂, и/или другие сцинтилляторы, легированные Eu²⁺, Ce³⁺ или Pr³⁺ или ионами другого активирующего вещества. Эти сцинтилляционные материалы также могут использоваться в связи с другими детекторами, такими как детектор, описанный в 15 заявке под порядковым номером 11/912,673, поданной 26 октября 2007 года и озаглавленной «Двухуровневый детектор для спектральной СТ» («Double Decker Detector for Spectral CT»), которая в прямой форме включена в настоящий документ во всей своей полноте посредством ссылки, детектор, описанный в заявке под порядковым номером 12/067,942, поданной 25 марта 2008 года и озаглавленной «Детектор для 20 компьютерной томографии, использующий тонкие схемы» («Computer Tomography Detector Using Thin Circuits»), которая в прямой форме включена в настоящий документ во всей своей полноте посредством ссылки, и/или другими детекторами.

Фиг. 7 показывает спектры испускания для различных сцинтилляционных материалов, таких как CaI₂:Eu 702, SrI₂:Eu 704, BaI₂:Eu 706, SrBr₂:Eu 708 и нелегированный SrI₂ 710, 25 в качестве функции длины волны 712 излучения. По Фиг. 7 спектры испускания галогенидов, легированных Eu²⁺, находятся в ультрафиолетовой (УФ, UV)/синей части спектра.

SrI₂:Eu - один из наиболее эффективных известных сцинтилляторов. Его

30 эффективность превосходит 100000 фотонов/мегаэлектрон-вольт, а его разрешение по энергии может быть крайне высоким (где-нибудь 2%), приближаясь к физическим ограничениям. Его точка плавления низка (538°C), что делает его весьма подходящим для выращивания одиночного кристалла, а его кристаллическая структура является призматической. CaI₂:Eu и BaI₂:Eu также обладают очень высокими световыми выходами.

35 Как следствие возрастающей ковалентности в направлении от Ca к Ba, составы с более тяжелыми щелочно-земельными ионами являются водостойкими. Могут использоваться смешанные редкоземельные галогениды Si_(1-n)Ba_nI₂, где значение n регулируется в диапазоне 0,05<n<0,15 для снижения температурного коэффициента света, выводимого на специфичном диапазоне температур.

40 Сцинтилляционные материалы могут приготавливаться посредством физического смешивания активированных галогенидов при недопущении влаги и кислорода, помещения смеси в кварцевые ампулы, создания в них вакуума, запаивания их и нагревания их при температурах 150-50°C ниже их температуры плавления. В качестве альтернативы, карбонаты могут подвергаться реакции с соответствующей галогенидной кислотой при температурах 150-50°C ниже температуры плавления продукта. Другие технологии также предполагаются в настоящем документе. Одиночные кристаллы CaI₂, SrI₂ и BaI₂ могут быть выращены несколько легче, например, посредством метода Бригмана. Это требуется, когда необходим оптимальный световой выход. В этом 45

способе используется печь с температурным градиентом. Температурный градиент велик в печи, где температура равна температуре плавления одиночного кристалла, который должен быть выращен. Одиночные кристаллы также могут выращиваться с использованием метода Чохральского.

- 5 С композитным сцинтиллятором, содержащим галогенид, в том числе, $\text{CaI}_2:\text{Eu}$, $\text{SrI}_2:\text{Eu}$ или $\text{BaI}_2:\text{Eu}$ в смоле, сформированным замешиванием порошкообразного сцинтиллятора в смолу, выращивание кристаллов не нужно. Легко гарантировать однородное распределение активаторов Eu^{2+} в CaI_2 , SrI_2 , BaI_2 или химически смешанных порошках.
- 10 Такой композит демонстрирует световые потери, обусловленные рассеянием и оптическим поглощением, но такие потери являются большими, чем компенсируются посредством очень высокого светового выхода этих сцинтилляторов, по сравнению с сцинтилляторами, используемыми на данный момент. Более того, композит облегчает 15 механическое структурирование одиночных кристаллов для получения кристаллов правильной формы и размера. Действительно, одиночные кристаллы весьма склонны к раскалыванию; кристаллы CaI_2 имеют тенденцию быть непрозрачными вследствие 20 своей шестиугольной структуры.

В дополнение, композитные сцинтилляторы могут конструироваться посредством технологий, подобных скребковой обработке стругом или даже печати. Более того, 25 $\text{CaI}_2:\text{Eu}$, $\text{SrI}_2:\text{Eu}$ или $\text{BaI}_2:\text{Eu}$ гигроскопичны, а нарезание и структурирование их кристаллов, чтобы делать их применимыми в СТ, должны выполняться осторожно в специальных условиях. С композитом нарезание может быть опущено, а структурирование, если вообще необходимо, может выполняться, когда микрокристаллы уже встроены в смолу, то есть защищены от воздуха и воды. Более того, влияние 25 чувствительности материала сцинтиллятора к влаге может дополнительно уменьшаться добавлением подобных газопоглотителю материалов в смолу. CaO или P_2O_5 , оба белых материала, бурно реагируют с водой и будут эффективно защищать микрокристаллы сцинтиллятора.

30 Как вкратце обсуждено выше, сцинтилляторы, включающие в себя GOS , ZnSe , ZnSe:Te , $\text{CaI}_2:\text{Eu}$, $\text{SrI}_2:\text{Eu}$, $\text{BaI}_2:\text{Eu}$, SrI_2 и т. д., могут использоваться с детекторами, описанными в настоящем документе, в том числе, детекторами одной и многих энергий. Фиг. 8 и 9 показывают примеры с основанными на SrI_2 сцинтилляторами. Фиг. 8 показывает вид сбоку (двухуровневой) детекторной пластины 800 двух энергий, использующей 35 керамические или кристаллические сцинтилляторы, а Фиг. 9 показывает вид сбоку (двухуровневой) детекторной пластины 900 двух энергий, использующей композитные сцинтилляторы.

Кратко обращаясь к Фиг. 10, примерные коэффициенты поглощения рентгеновского излучения для SrI_2 , ZnSe и GOS проиллюстрированы в качестве функции энергии фотона. 40 В проиллюстрированном варианте осуществления ось 1002 у представляет коэффициент поглощения рентгеновского излучения в единицах см^{-1} , а ось 1004 x представляет энергию фотона в единицах килоэлектрон-вольт. Первая кривая 1006 представляет коэффициент поглощения рентгеновского излучения у SrI_2 , вторая кривая 1008 45 представляет коэффициент поглощения рентгеновского излучения у ZnSe , а третья кривая 1010 представляет коэффициент поглощения рентгеновского излучения у GOS .

По Фиг. 10 линейный коэффициент поглощения рентгеновского излучения SrI_2

придерживается такового у ZnSe вплоть до 30 килоэлектрон-вольт. Между 30 килоэлектрон-вольт и 50 килоэлектрон-вольт линейный коэффициент поглощения рентгеновского излучения у SrI₂ гораздо более высок, чем у ZnSe, и он к тому же лучше поглощает относительно мягкое рентгеновское излучение, чем GOS, который может 5 улучшать реакцию на йодосодержащие радиоизотопные индикаторы. При более высоких энергиях фотона поглощение SrI₂ является существенно меньшим, чем у GOS, давая возможность спектрального разрешения по тяжелым элементам.

Таким образом, общее спектральное разрешение является по меньшей мере таким же хорошим, как у ZnSe. Для рентгеновского излучения 120 килоэлектрон-вольт, которое 10 прошло сквозь пациента, толщина 300 микрон SrI₂ эквивалентна по поглощению рентгеновского излучения толщине 1 мм ZnSe.

Возвращаясь к Фиг. 8, детектор 800 спектральной СТ двух энергий включает в себя экран 802 для защиты от излучения, матрицу 803 детекторов, включающую в себя верхний и нижний фотодиоды 804 и 806, матрицу 807 сцинтилляторов, включающую в 15 себя верхний сцинтиллятор 808, включающий в себя сцинтилляционный кристалл MI₂:Eu (M=Ca, Sr, Ba). Высота кристалла зависит от поглощения рентгеновского излучения сцинтиллятора и имеет значение около 300 микрон для SrI₂:Eu. Кристалл покрыт белым 20 отражающим покрытием 810, которое может включать в себя задерживающие диффузию добавки SiO_x и нижний сцинтиллятор 812, включающий в себя сцинтилляционный кристалл GOS:Pr, Ce с белым отражающим покрытием 810 и алюминиевой фольгой 814 между верхним и нижним сцинтилляторами 808 и 812, которая может ослаблять или уменьшать оптические перекрестные помехи между ними.

С SrI₂ оптимальная толщина для поглощения около половины потока рентгеновского 25 излучения имеет значение всего лишь около 0,3 мм. Поэтому будет желательно использовать световод для эффективного переноса света на фотодиод с относительно большой площадью. Подходящий световод (не видимый на Фиг. 8) описан в публикации 2010/0220833 США, поданной 10 мая 2010 года и озаглавленной «Матрица детекторов для спектральной СТ» («Detector Array for Spectral CT»), которая включена в настоящий 30 документ посредством ссылки во всей своей полноте. В качестве альтернативы, световод может быть размещен под слоем SrI₂. Хотя эта геометрия уменьшает чувствительность к самому мягкому рентгеновскому излучению и таким образом уменьшает спектральный контраст, она также обеспечивает толстые твердые барьеры в каждом направлении в 35 отношении диффузии водяных паров или кислорода, которые иначе могут воздействовать на SrI₂.

Обращаясь к Фиг. 9, детектор 900 спектральной СТ двух энергий включает в себя экран 902 для защиты от излучения, матрицу 903 детекторов, включающую в себя верхний и нижний фотодиоды 904 и 906, матрицу 907 сцинтилляторов, включающую в 40 себя верхний сцинтиллятор 908, включающий в себя 20% крупнозернистого порошка MI₂:Eu (M=Ca, Sr, Ba) в прозрачной смоле (с высотой, которая зависит от плотности галогенида и имеет значение 6,5 мм для SrI₂), и нижний сцинтиллятор 910, включающий в себя 20% (по массе) крупнозернистого (например, >5 мкм) порошка GOS:Pr, Ce в прозрачной смоле (высотой 10 мм), непрозрачный отражающий слой 912 алюминиевой 45 фольги между двумя белыми отражающими слоями между верхним и нижним сцинтилляторами 908 и 910 для предотвращения оптических перекрестных помех между ними. Задняя поверхность 916 матрицы 903 фотодатчиков, которая противоположна стороне 918, к которой прикреплен сцинтиллятор, включает в себя белое отражающее

покрытие с отражательным слоем, таким как белая отражающая краска или блестящий металлический слой.

Если SrI_2 применяется в качестве композитного сцинтиллятора в верхнем сцинтилляторе 908, будучи рассосредоточенным в качестве порошка в прозрачной смоле (такой, как эпоксидная или меркаптановая смола, которая может быть или может не быть отверждаемой ультрафиолетовым излучением), то уместная площадь фотодиода может достигаться посредством разбавления его до концентрации 10-30%, такой как концентрация 20%, вместо использования световода. Композит формирует свой собственный световод. Таким образом, для эквивалентной высоты SrI_2 в 0,3 мм фотодиод 10 может быть высотой в 6,5 мм. Это является двойным преимуществом, так как при этом ослаблении свет также эффективно доводится до чувствительной поверхности фотодиода через ширину композита толщиной 1-1,5 мм, в которой он испытывал бы серьезное рассеяние при более высоких концентрациях.

Таким же образом, нижний сцинтиллятор 910 может быть сформирован из композитного сцинтиллятора на GOS, который также преимущественно может содержать порошок (GOS), рассеянный в концентрации приблизительно 20% (по массе) в оптической смоле. Элементы такого детектора таким образом могут изготавливаться последовательной отливкой сначала композитной смолы на GOS, а затем композитной смолы на SrI_2 на поверхность матрицы фотодиодов в подходящей тефлоновой (Teflon) 20 литьевой форме прокладкой из металлической фольги между двумя композитами. Может быть необходимым отливать большие глубины, чем требуемые 1,2 мм, а после этого срезать избыток для удаления излишнего материала, сформированного капиллярностью.

Фиг. 11 иллюстрирует способ формирования изображений.

На 1102 рентгеновское излучение считывается чувствительным к излучению детектором пластин 118 излучения системы 100 формирования изображений, описанной в настоящем документе.

На 1104 рентгеновское излучение преобразуется посредством матрицы сцинтилляторов одной или многих энергий чувствительного к излучению детектора в оптические фотонны, служащие признаком детектированного излучения.

На 1106 оптические фотонны детектируются посредством одноэлементного или многоэлементного фотодатчика чувствительного к излучению детектора.

На 1108 оптические фотонны преобразуются фотодатчиком в электрический сигнал, 35 показывающий детектированное излучение.

На 1110 сигнал направляется в обрабатывающую электронику детектора через гибкую PCB, описанную в настоящем документе. Как описано в настоящем документе, гибкая PCB электрически соединяет фотодатчик и обрабатывающую электронику, 40 которые размещены под экраном для защиты от излучения, который расположен ниже матрицы сцинтилляторов.

На 112 сигнал направляется из обрабатывающей электроники детектора в процессор.

На 1114 сигнал реконструируется с формированием данных объемного изображения, показывающих принятное излучение.

Изобретение было описано со ссылкой на предпочтительные варианты 45 осуществления. Модификации и изменения могут приходить некоторым на ум после прочтения и осмысливания предшествующего подробного описания. Предполагается, что изобретение будет построено в качестве включающего в себя все такие модификации и изменения, насколько они подпадают под объем прилагаемой формулы изобретения

или ее эквивалентов.

Формула изобретения

1. Матрица (114) чувствительных к вертикальному излучению детекторов, 5 содержащая:

по меньшей мере одну детекторную пластину (118), содержащую:

матрицу (210, 502, 807, 907) сцинтилляторов, включающую в себя, по меньшей мере верхнюю сторону (212), которая принимает излучение, нижнюю сторону (218) и заднюю сторону (214);

10 монтажную плату (200, 803, 903) фотодатчиков, включающую в себя фоточувствительную область (202, 508, 803, 903), оптически связанную с задней стороной матрицы сцинтилляторов;

обрабатывающую электронику (406), размещенную под матрицей сцинтилляторов;

гибкую монтажную плату (220), электрически соединяющую фоточувствительную 15 область и обрабатывающую электронику; и

экран (236) для защиты от излучения, расположенный под нижней частью матрицы сцинтилляторов, между сцинтиллятором и обрабатывающей электроникой, тем самым защищая обрабатывающую электронику от остаточного излучения, проходящего через матрицу сцинтилляторов.

20 2. Матрица детекторов по п. 1, дополнительно содержащая:

опорный держатель (206), включающий в себя защищающий от излучения материал, при этом монтажная плата фотодатчиков прочно установлена на опорный держатель, который защищает монтажную плату фотодатчиков от падающего излучения, при этом монтажная плата фотодатчиков дополнительно включает в себя передающую 25 сигналы область (204), а гибкая плата включает в себя первый и второй участки (232, 234), при этом первый участок гибкой платы прочно установлен на передающую сигналы область, а опорная область гибкой платы подвижно поддерживается опорным держателем.

30 3. Матрица детекторов по п. 2, в котором гибкая монтажная плата дополнительно содержит:

первую секцию (232), которая продолжается от опорной области гибкой платы в целом перпендикулярно по отношению к держателю и в целом параллельно и под нижней стороной матрицы сцинтилляторов; и

вторую секцию (234), которая продолжается от первой секции в целом

35 перпендикулярно по направлению к нижней стороне матрицы сцинтилляторов и в целом параллельно держателю;

при этом обрабатывающая электроника расположена ниже первой секции гибкой монтажной платы.

4. Матрица детекторов по п. 3, дополнительно содержащая:

40 зажимное устройство (230), удерживаемое гибкой монтажной платой, при этом зажимное устройство включает в себя по меньшей мере одно установочное отверстие для выравнивания матрицы детекторов относительно одной или более других матриц детекторов в мозаичном детекторном элементе (402, 500).

5. Матрица детекторов по п. 4, в которой опорная область, первая секция и вторая 45 секция гибкой монтажной платы формируют опорную область (228), а зажимное устройство прикреплено в опорной области и расположено над обрабатывающей электроникой.

6. Матрица детекторов по любому из пп. с 1 по 5, в которой матрица сцинтилляторов

включает в себя оксид-сульфид гадолиния.

7. Матрица детекторов по любому из пп. с 1 по 5, в которой матрица сцинтилляторов содержит:

верхнюю матрицу (504, 808, 908) сцинтилляторов, включающую в себя селенид

5 цинка; и

по меньшей мере одну другую матрицу (506, 812, 910) сцинтилляторов, расположенную под верхней матрицей сцинтилляторов и включающую в себя оксид-сульфид гадолиния.

8. Матрица детекторов по любому из пп. с 1 по 5, в которой матрица сцинтилляторов 10 содержит:

верхнюю матрицу (504, 808, 908) сцинтилляторов, включающую в себя галогенидный сцинтилляционный материал; и

по меньшей мере одну другую матрицу (506, 812, 910) сцинтилляторов, расположенную под верхней матрицей сцинтилляторов и включающую в себя оксид-сульфид гадолиния.

9. Матрица детекторов по п. 8, в которой верхняя матрица сцинтилляторов включает в себя керамический или кристаллический сцинтиллятор.

10. Матрица детекторов по п. 8, в которой верхняя матрица сцинтилляторов включает в себя композитный сцинтиллятор.

20 11. Матрица детекторов по п. 8, в которой галогенидный сцинтилляционный материал включает в себя по меньшей мере одно из йодида кальция, йодида стронция или йодида бария.

12. Матрица детекторов по п. 8, в которой галогенид легирован европием.

13. Способ формирования изображений, содержащий этапы, при которых: 25 детектируют излучение посредством по меньшей мере одной детекторной пластины (118) матрицы (114) детекторов системы формирования изображений, причем детекторная пластина содержит:

матрицу (210, 502, 807, 907) сцинтилляторов, включающую в себя, по меньшей мере, верхнюю сторону (212), которая принимает излучение, нижнюю сторону (218) и заднюю 30 сторону (214);

монтажную плату (200) фотодатчиков, включающую в себя фоточувствительную область (202, 508, 803, 903), оптически связанную с задней стороной матрицы сцинтилляторов;

35 обрабатывающую электронику (406), размещенную под матрицей сцинтилляторов; гибкую монтажную плату (220), электрически соединяющую фоточувствительную область и обрабатывающую электронику; и

экран (236) для защиты от излучения, расположенный под нижней частью матрицы сцинтилляторов, между сцинтиллятором и обрабатывающей электроникой, тем самым защищая обрабатывающую электронику от остаточного излучения, проходящего через 40 матрицу сцинтилляторов;

генерируют сигнал, характеризующий детектированное излучение; и

реконструируют сигнал с формированием данных объемного изображения.

14. Способ по п. 13, в котором матрица сцинтилляторов включает в себя по меньшей мере один из сцинтилляционного материала, легированного европием йодида кальция, 45 легированного европием йодида стронция, легированного европием йодида бария или нелегированного йодида стронция.

15. Способ по любому из пп. с 13 по 14, в котором матрица сцинтилляторов включает в себя по меньшей мере одно из керамического сцинтиллятора, кристаллического

сцинтиллятора или композитного сцинтиллятора.

5

10

15

20

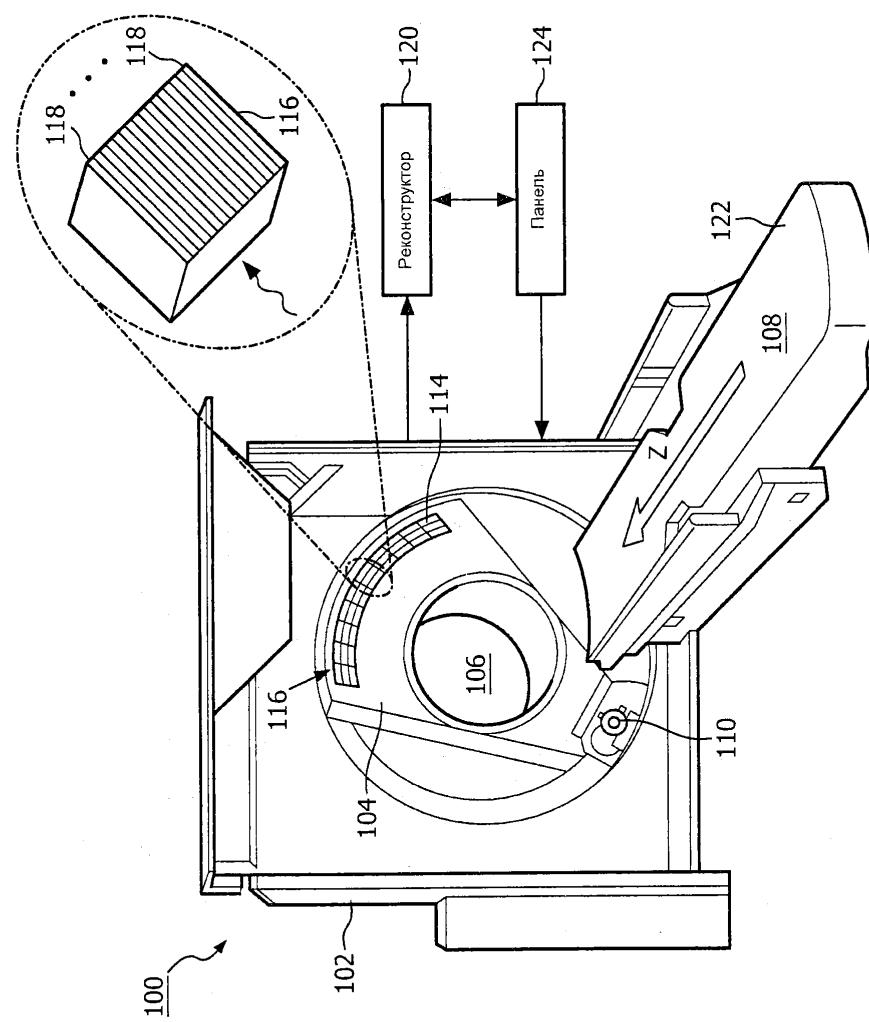
25

30

35

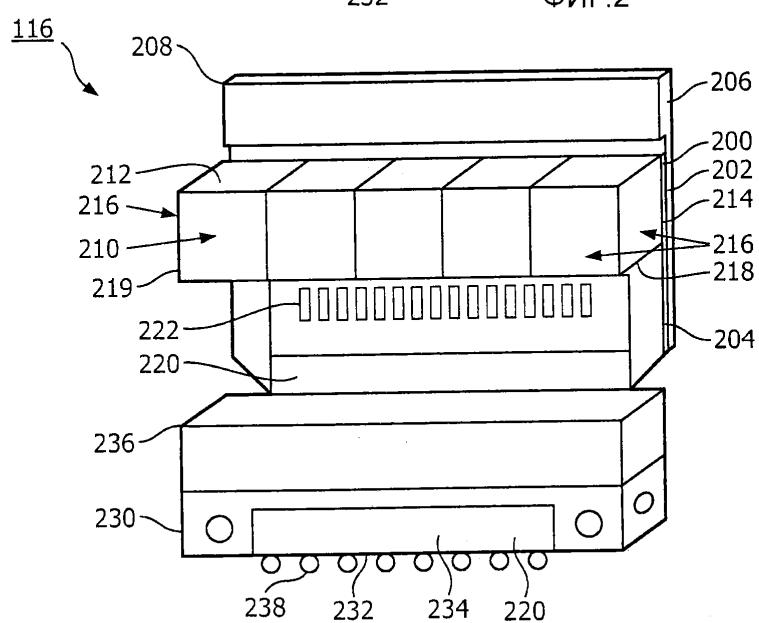
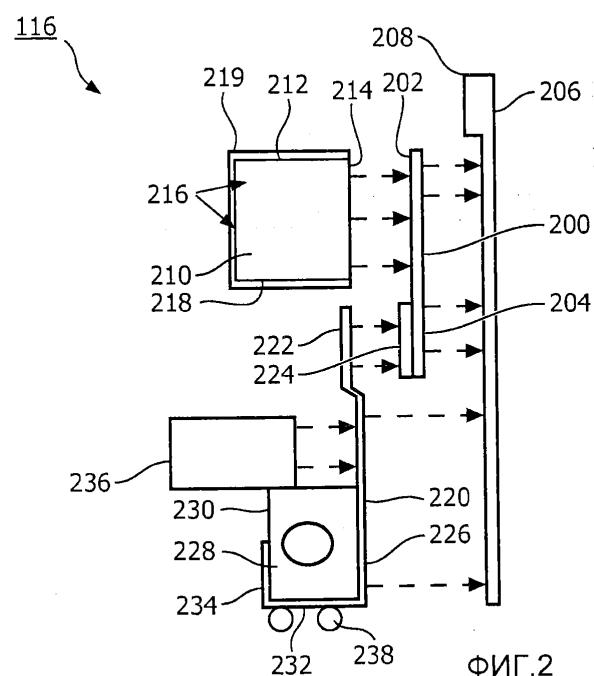
40

45

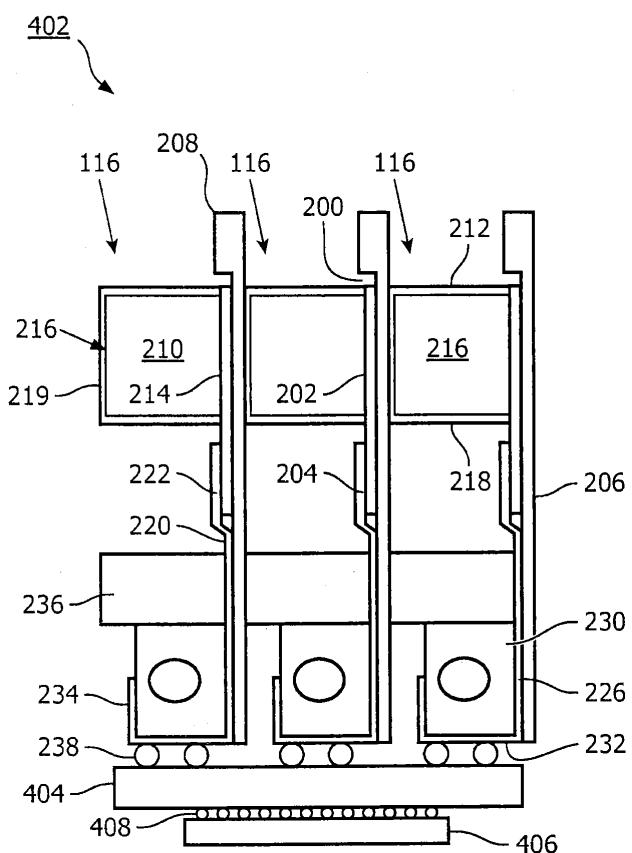


ФИГ. 1

2/7

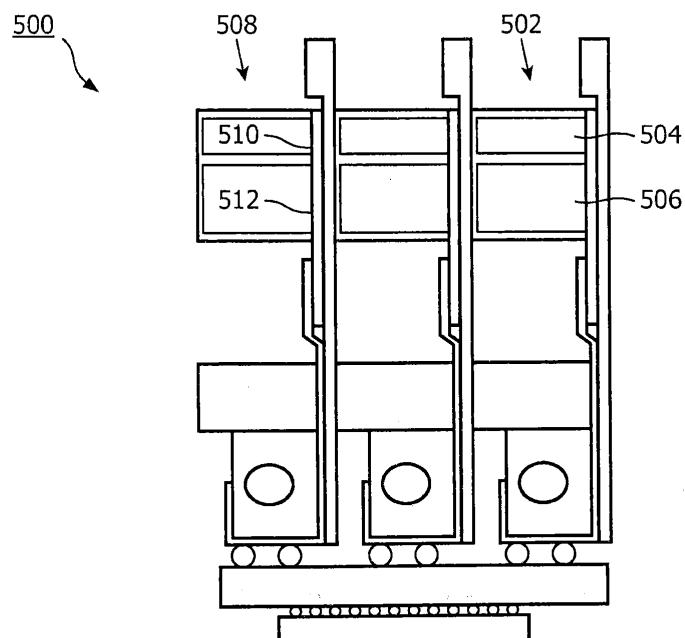


3/7

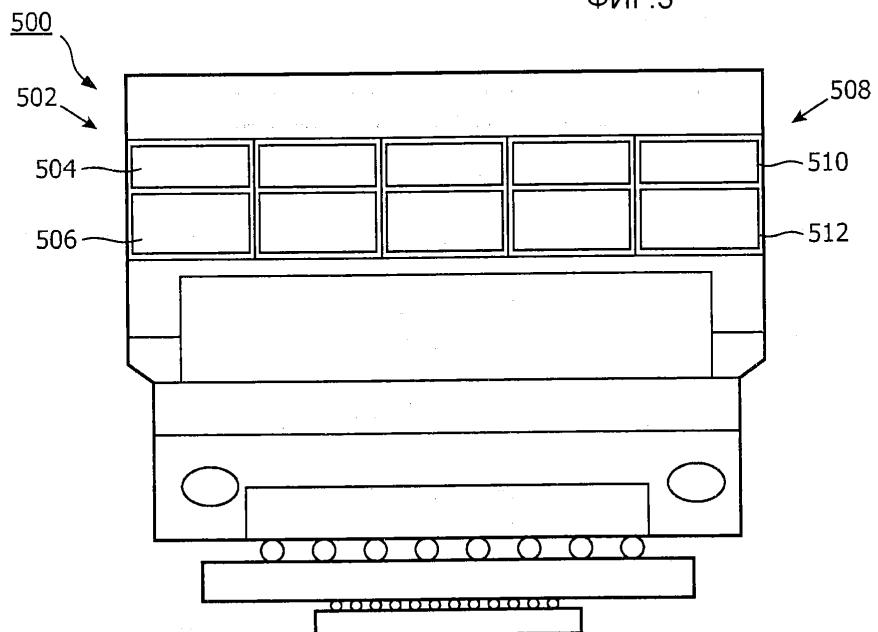


ФИГ.4

4/7

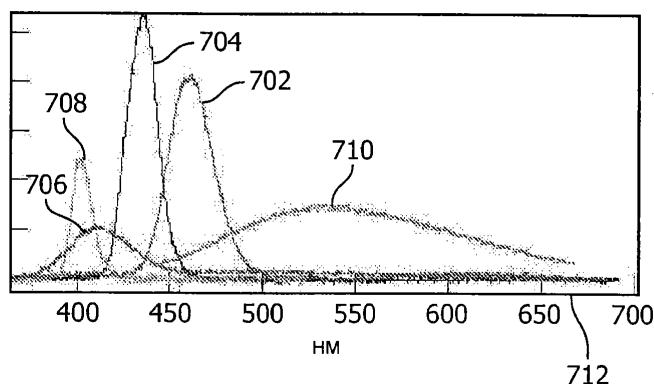


ФИГ.5

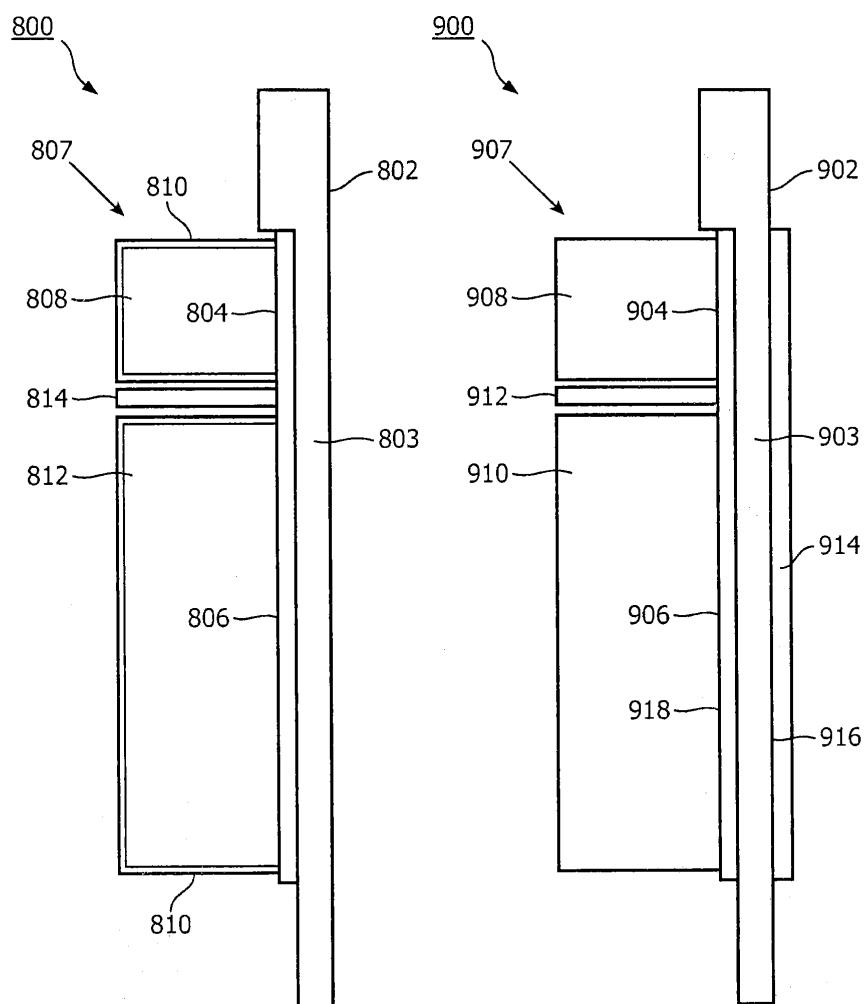


ФИГ.6

5/7

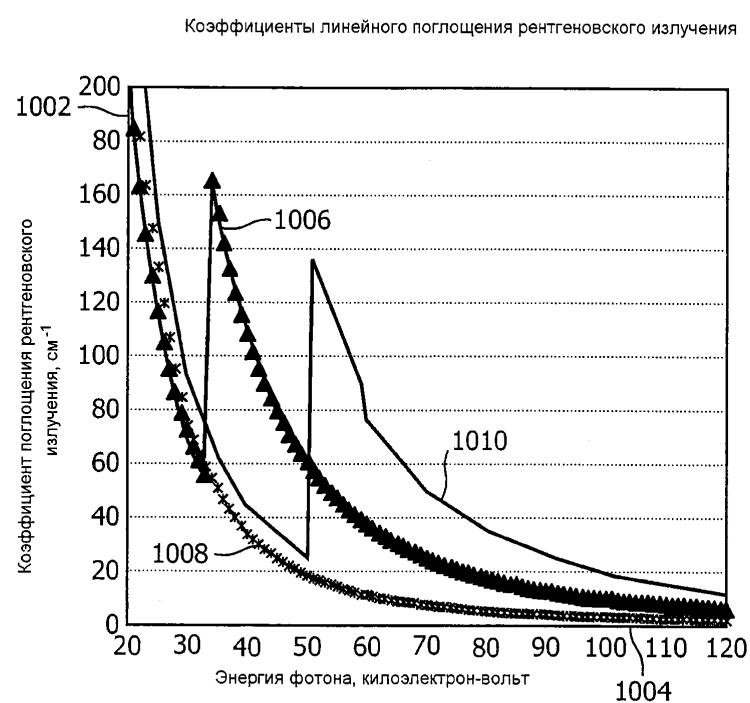


ФИГ.7



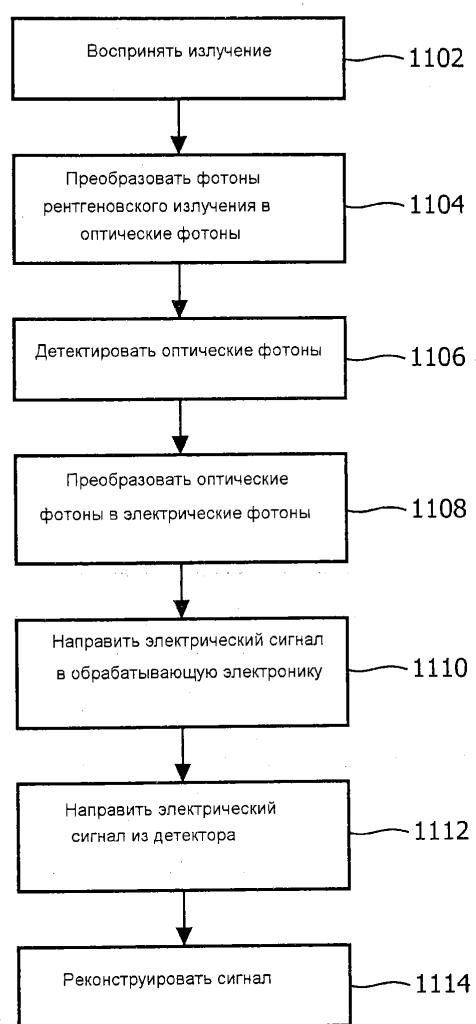
ФИГ.8

ФИГ.9



ФИГ.10

7/7



ФИГ.11