



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК
G01T 1/2008 (2019.08)

(21)(22) Заявка: 2019111467, 13.08.2018

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
13.08.2018

Дата регистрации:
18.05.2020

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
23.08.2017 EP 17187475.3

(45) Опубликовано: 18.05.2020 Бюл. № 14

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 17.04.2019

(86) Заявка РСТ:
EP 2018/071847 (13.08.2018)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2019/038113 (28.02.2019)

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

(72) Автор(ы):

СТЕДМЭН БУКЕР, Роджер (NL),
РЕССЛЬ, Эвальд (NL),
РЮТТЕН, Вальтер (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

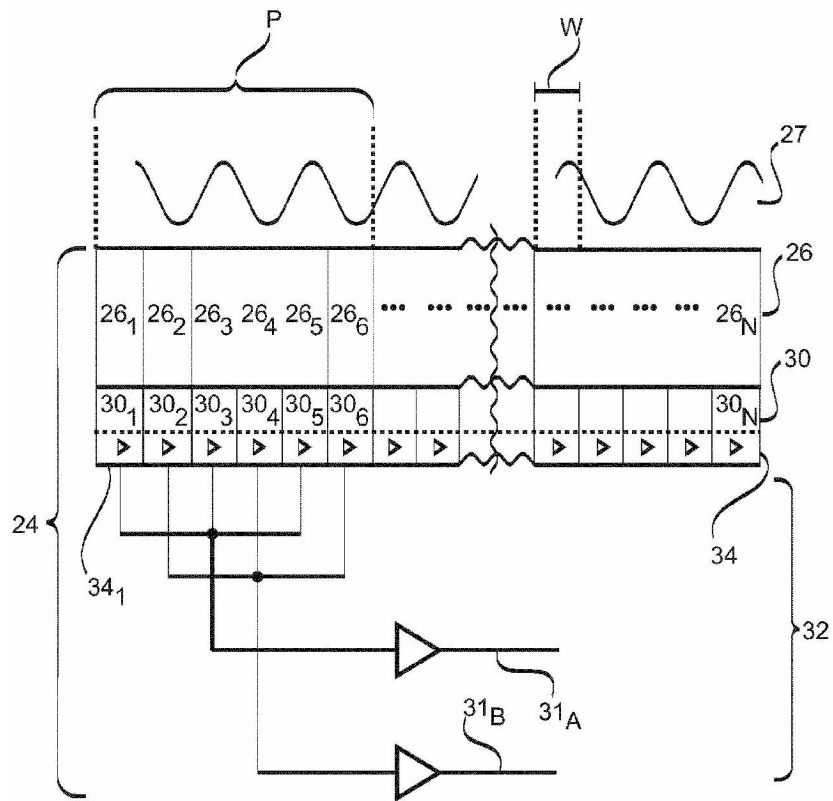
(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: WO 2017013153 A1, 26.01.2017. WO
2011096584 A1, 11.08.2011. US 2012183124 A1,
19.07.2012. RU 2584247 C2, 20.05.2016.

(54) ДЕТЕКТИРОВАНИЕ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ИНТЕРФЕРЕНЦИОННОЙ КАРТИНЫ
В ПАДАЮЩЕМ РЕНТГЕНОВСКОМ ИЗЛУЧЕНИИ ПРИ ФАЗОВО-КОНТРАСТНОЙ И/ЛИ
ТЕМНОПОЛЬНОЙ РЕНТГЕНОВСКОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к
детектированию рентгеновского излучения и
выполнена с возможностью непосредственно
демодулировать интенсивность полос с
использованием структурированного
сцинтиллятора, имеющего множество пластин,
выставленных с субпикселями слоя оптических
детекторов, в сочетании со способами

электронного считывания сигналов.
Следовательно, из системы фазово-контрастной
рентгеновской визуализации можно исключить
механически подвижную третью абсорбционную
дифракционную решетку анализатора.
Технический результат – повышение точности
рентгеновских изображений. 5 н. и 9 з.п. ф-лы, 12
ил.



ФИГ. 4



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(52) CPC
G01T 1/2008 (2019.08)

(21)(22) Application: **2019111467, 13.08.2018**

(24) Effective date for property rights:
13.08.2018

Registration date:
18.05.2020

Priority:

(30) Convention priority:
23.08.2017 EP 17187475.3

(45) Date of publication: **18.05.2020** Bull. № 14

(85) Commencement of national phase: **17.04.2019**

(86) PCT application:
EP 2018/071847 (13.08.2018)

(87) PCT publication:
WO 2019/038113 (28.02.2019)

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

(72) Inventor(s):

**STEADMAN BOOKER, Roger (NL),
ROESSL, Ewald (NL),
RUETTEN, Walter (NL)**

(73) Proprietor(s):

Koninklijke Philips N.V. (NL)

(54) **DETECTING X-RAY RADIATION OF INTERFERENCE PATTERN IN INCIDENT X-RAYS DURING PHASE-CONTRAST AND/OR DARK FIELD X-RAY IMAGING**

(57) Abstract:

FIELD: physics.

SUBSTANCE: group of inventions relates to detection of X-rays and is configured to directly demodulate the intensity of the strips using a structured scintillator having a plurality of plates set with subpixels of the layer of optical detectors, in combination with electronic signal reading methods. Therefore, a

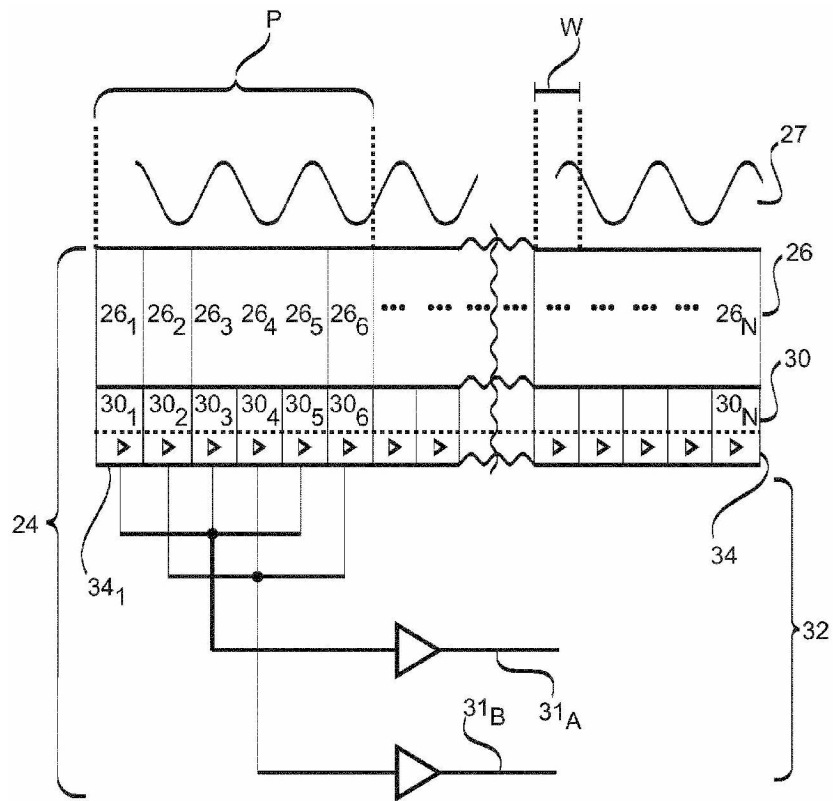
mechanically movable third absorption grating of the analyser can be excluded from the phase-contrast X-ray visualization system.

EFFECT: technical result is high accuracy of X-ray images.

14 cl, 12 dwg

RU 2 721 153 C1

RU 2 721 153 C1



ФИГ. 4

ОБЛАСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Настоящее изобретение относится к детектированию рентгеновского излучения. В частности, описание касается (рентгеновского детектора) для дискретизации интерференционной картины в падающем рентгеновском излучении при фазово-контрастной и/или темнопольной рентгеновской визуализации, а также соответствующих способа, интерферометра, системы рентгеновской визуализации, элемента компьютерной программы и машиночитаемого носителя.

ПРЕДПОСЫЛКИ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Фазово-контрастная визуализация привлекла особое внимание в области медицинской визуализации в последнее десятилетие ввиду недавно открытой возможности применения в данной области сложной оптики рентгеновских лучей без необходимости изменения обычно применяемой аппаратуры источника или детектора. Фазово-контрастная визуализация использует интерферометрию Тальбота-Лау и обычно характеризуется тремя дифракционными или абсорбционными рентгеновскими оптическими элементами. Интерференционные полосы, сформированные в масштабе нескольких микрометров или нескольких десятков микрометров, можно считать, и можно исследовать фазовые эффекты и эффекты малоуглового рассеяния для представляющего интерес объекта. Это предоставило возможность выделения новой и полезной медицинской информации из рентгеновских изображений.

Публикация патентной заявки US 2014/0177795 A1 раскрывает применение интерферометра Тальбота-Лау для системы рентгеновской визуализации. Однако данный метод можно дополнительно усовершенствовать.

СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Следовательно, существует потребность в усовершенствовании рентгеновских детекторов, применимых для фазово-контрастной и рентгеновской визуализации. Задача настоящего изобретения достигается с помощью предмета изобретения, описанного в независимых пунктах прилагаемой формулы изобретения, при этом дополнительные варианты осуществления описаны в зависимых пунктах прилагаемой формулы изобретения.

В соответствии с первым аспектом предлагается рентгеновский детектор для дискретизации интерференционной картины в падающем рентгеновском излучении при фазово-контрастной и/или темнопольной рентгеновской визуализации. Рентгеновский детектор содержит:

структурированный сцинтилляционный слой, содержащий множество пластин, расположенных с возможностью дискретизации интерференционной картины в падающем излучении и ее преобразования во множество оптических сигналов пластин;

слой оптических детекторов, оптически связанный со структурированным сцинтилляционным слоем, содержащий множество субпикселей, при этом каждый субпиксель выставлен с соответствующей пластиной структурированного

сцинтилляционного слоя, чтобы детектировать соответствующий оптический сигнал пластины, испускаемый из соответствующей пластины структурированного сцинтилляционного слоя; и

устройство комбинирования сигналов, выполненное с возможностью электронного считывания сигналов, представляющих интерференционную картину, из упомянутого множества субпикселей.

Субпиксели дополнительно содержат множество ячеек оптического детектирования, выполненных с возможностью выдачи множества сигналов детектирования в зависимости от наличия соответствующих оптических сигналов пластин.

Устройство комбинирования сигналов выполнено с возможностью получения фазово-контрастного и/или темнопольного рентгеновских изображений в первом и втором направлении детектирования без регулировки положения рентгеновского детектора, посредством генерации по меньшей мере первого и второго выходных сигналов в виде комбинации сигналов детектирования ячеек оптического детектирования слоя оптических детекторов. Каждый из упомянутых по меньшей мере первого и второго выходных сигналов пропорционален амплитуде пространственного сигнала, обусловленной интерференционной картиной в падающем рентгеновском излучении, принятой на соответствующей пластине структурированного сцинтилляционного слоя, и сигнал пикселя рентгеновского детектора содержит по меньшей мере первый и второй выходные сигналы, полученные из по меньшей мере двух соседних субпикселей с разрешающей способностью дискретизации полос, определяемой шириной пластин.

Эффект этого рентгеновского детектора состоит в том, что дифракционную решетку анализатора, обычно обозначаемую G_2 и размещаемую перед обычным рентгеновским детектором, можно исключить из схемы рентгеновского интерферометра, что делает возможным непосредственное определение информации о фазе полос и контрастности полос. Предполагаемая повышенная разрешающая способность метода непосредственного измерения полос ведет к значительному уменьшению размеров субпикселей рентгеновского детектора. Ограничение шумов детектора является физическим пределом, который не снижается, когда размер субпикселей уменьшается. Следовательно, уменьшение размеров субпикселей приводит к пропорциональному усилению шумов детектора, что может исправить настоящий метод. Повышение разрешающей способности рентгеновского детектора предполагает также соответствующее увеличение выходной информации рентгеновского детектора. Принципы считывания, подробно описанные в настоящей заявке, могут улучшить обработку выходных сигналов.

Необязательно, ячейка оптического детектора содержит один или множество кремниевых фотоумножителей, выполненных с возможностью детектирования соответствующего оптического сигнала пластины, испускаемого из соответствующей пластины структурированного сцинтилляционного слоя.

Ячейки кремниевых фотоумножителей (SiPM) характеризуются короткими временами переходных процессов, обычно, короче 1 нс, и временами гашения порядка нескольких десятков наносекунд. По существу, применение кремниевых фотоумножителей в фазово-контрастных рентгеновских детекторах означает выигрыш в том, что разрешения по энергии для падающего фотона не требуется, а необходимо лишь определение амплитуды сигнала через небольшие промежутки шагов. Следовательно, чтобы сделать возможной фазово-контрастную визуализацию, в функциональном отношении достаточно небольшого числа ячеек кремниевых фотоумножителей (в пределе, одной ячейки кремниевого фотоумножителя).

Необязательно, устройство комбинирования сигналов выполнено перестраиваемым в первый режим, в котором первый и второй выходные сигналы получаются из первого набора соседних субпикселей, и перестраиваемым во второй режим, в котором первый и второй выходные сигналы получаются из второго набора соседних субпикселей, при этом первый и второй наборы субпикселей выставлены под углом друг относительно друга, что делает возможным накапливание субпикселей в разных направлениях, без регулировки положения рентгеновского детектора.

Необязательно, угол, под которым выставлены первый и второй наборы субпикселей, равен 90° (другими словами, субпиксели первого и второго наборов субпикселей

формируют прямоугольную сетку). Необязательно, первый и второй наборы субпикселей выставлены под внутренним углом от 0° до 90° друг к другу. Необязательно, первый и второй наборы субпикселей выставлены под внутренним углом от 0° до 80° друг к другу. Необязательно, первый и второй наборы субпикселей выставлены под внутренним углом от 0° до 60° друг к другу. Необязательно, первый и второй наборы субпикселей выставлены под внутренним углом от 0° до 30° . Соответственно, интерференционные картины можно дискретизировать во многих различных направлениях.

Таким образом, можно обеспечить прямой детектор полос с возможностью селективного обеспечения бинирования субпикселей таким образом, чтобы до сбора данных задать предпочтительное направление разрешения тонких структур. Это допускает получение фазово-контрастных изображений или темнопольных изображений, например, в первом и втором направлениях (например, в перпендикулярных направлениях), без необходимости перемещения пациента и/или аппаратуры детектора. По существу, можно формировать более точные рентгеновские изображения, поскольку разрешающая способность и относительное размещение пациента и детектора не утрачиваются в результате перемещения пациента или детекторной матрицы.

Необязательно, упомянутое множество ячеек оптического детектирования в одном субпикселе электрически соединены параллельно, чтобы генерировать во время работы сигнал, пропорциональный числу ячеек оптического детектирования, запускаемых оптическим излучением из пластины структурированного сцинтилляционного слоя.

Каждая пластина может иметь большое число нижерасположенных оптических детекторных элементов. Эффект настоящего варианта осуществления состоит в том, что можно уменьшить большое количество требующей обработки информации из субпикселей.

Необязательно, структурированный сцинтиллятор дополнительно содержит первый сцинтилляционный элемент и второй сцинтилляционный элемент, каждый из которых сформирован из разных сцинтилляционных материалов, имеющих постоянные времени затухания, отличающиеся друг от друга. Устройство комбинирования сигналов дополнительно содержит первый и второй фильтр валидации событий, согласованный с постоянными времени затухания первого и второго сцинтилляционных элементов, чтобы распознавать, происходят ли или нет первый и второй сигналы оптических детекторов в результате оптических перекрестных помех.

Полученная рентгеновская интерференционная картина может быть нечеткой во времени или пространстве (размытой), когда сигнал из первой сцинтилляционной пластины вызывает приведение в действие оптических детекторных элементов, расположенных ниже соседних сцинтилляционных пластин. Применение разных сцинтилляционных материалов, расположенных в виде чередующихся пластин, при том, что разные сцинтилляционные материалы имеют разные постоянные времени затухания, дает возможность сигналам, происходящим из первой сцинтилляционной пластины, иметь длительность во времени, значительно отличающуюся от длительности сигнала второго сцинтиллятора, происходящего из непосредственно примыкающей сцинтилляционной пластины. Следовательно, сигналы от соседних сцинтилляционных пластин можно отличать друг от друга посредством контроля постоянной времени затухания принятых сигналов. Это допускает более точное отделение сигналов, вызываемых перекрестными помехами от сигналов полос.

Необязательно, устройство комбинирования сигналов дополнительно содержит дополнительный фильтр валидации событий, связанный с каждым субпикселем, выполненный с возможностью выдачи сигнала, относящегося к оптическому излучению

из соседнего субпикселя в соседний субпиксель. Эффект данного варианта осуществления состоит в повышении отношения сигнала к шуму, так как сигналы, которые определены как поступившие из соседней пластины, посылаются в оба соседних элемента, которые могут использовать логические схемы совпадений, чтобы проверять достоверность сигналов и добавлять данные сигналы к их собственным соответствующим сигналам.

Необязательно, устройство комбинирования сигналов предусмотрено в виде аналоговой цепи. В качестве альтернативы, первый и второй выходные сигналы оцифровываются, и устройство комбинирования сигналов предусмотрено в виде функции обработки цифровых сигналов. В качестве альтернативы, устройство комбинирования сигналов складывается из аналоговой цепи и функции обработки цифровых сигналов.

Необязательно, рентгеновский детектор дополнительно содержит структурированный слой цветных фильтров, расположенный между структурированным сцинтилляционным слоем и слоем оптических детекторов.

Первый сцинтилляционный элемент выполнен с возможностью испускания видимого излучения, имеющего первую длину волны, и второй сцинтилляционный элемент выполнен с возможностью испускания видимого излучения, имеющего вторую длину волны, и структурированный слой цветных фильтров выполнен с возможностью фильтрации первого и второго видимого излучения, имеющего соответствующие длины волн, перед детектированием в слое оптических детекторов, чтобы уменьшать действие перекрестных помех слоя оптических детекторов.

Эффект приведенного решения состоит в том, что соответствующие оптические детекторные элементы располагаются под разнотипными сцинтилляторами, имеющими разные длины волн сцинтилляции. Таким образом, световой сигнал первой длины волны, исходящий из непосредственно вышерасположенной пластины, не будет сильно фильтроваться оптическим фильтром, предназначенным для фильтрации излучения второй длины волны. Однако, шумовое световое излучение со второй длиной волны, исходящее из соседней пластины, будет в значительной мере отфильтровываться оптическим фильтром, предназначенным для фильтрации излучения второй длины волны. Тем самым дополнительно снижается эффект оптических перекрестных помех между пластинами.

Необязательно, рентгеновский детектор дополнительно содержит устройство изоляции сцинтилляторов, сформированное в структурированном сцинтилляционном слое в виде оптически изолирующей матрицы, окружающей каждую пластину, чтобы уменьшать действие перекрестных помех слоя оптических детекторов.

Эффект состоит в том, что уменьшается действие оптических перекрестных помех между пластинами, содержащими разнотипные сцинтилляционные материалы, так как ослабляется утечка шумового излучения из соседних сцинтилляционных пластин.

Необязательно, ширина пластины находится в одном из диапазонов 0,5-50 мкм, 0,5-40 мкм, 0,5-30 мкм, 0,5-20 мкм, 5-20 мкм, 10-30 мкм, 20-50 мкм.

Необязательно, для повышения разрешающей способности дискретизации полос, структурированный сцинтилляционный слой содержит третий или четвертый сцинтилляционные элементы, и слой оптических детекторов содержит третий или четвертый субпиксели, каждый из которых оптически выставлен с третьим или четвертым сцинтилляционными элементами, чтобы повышать разрешающую способность дискретизации полос.

Хотя фазово-контрастная интерференционная картина может достаточно разрешаться двумя независимыми каналами с избыточной дискретизацией, разрешающую способность дискретизации можно повысить, и/или можно повысить скорость получения

изображений, когда повышается скорость пространственной избыточной дискретизации интерференционной картины.

В соответствии с примером предлагается рентгеновский детектор для дискретизации интерференционной картины в падающем рентгеновском излучении при фазово-контрастной и/или темнопольной рентгеновской визуализации. Рентгеновский детектор содержит:

структурированный сцинтилляционный слой, содержащий множество пластин, выполненных с возможностью дискретизации интерференционной картины в падающем излучении и ее преобразования в множество оптических сигналов пластин;

слой оптических детекторов, оптически связанный со структурированным сцинтилляционным слоем, содержащий множество субпикселей, при этом каждый субпиксель выставлен с соответствующей пластиной структурированного сцинтилляционного слоя, чтобы детектировать соответствующий оптический сигнал пластины, испускаемый из соответствующей пластины структурированного сцинтилляционного слоя; и

устройство комбинирования сигналов, выполненное с возможностью электронного считывания сигналов, представляющих интерференционную картину, из упомянутого множества субпикселей.

Субпиксели дополнительно содержат множество ячеек оптического детектирования, выполненных с возможностью выдачи множества сигналов детектирования в зависимости от наличия соответствующих оптических сигналов пластин.

Устройство комбинирования сигналов выполнено с возможностью генерации по меньшей мере первого и второго выходных сигналов в виде комбинации сигналов детектирования ячеек оптического детектирования слоя оптических детекторов. Каждый из упомянутых по меньшей мере первого и второго выходных сигналов пропорционален амплитуде пространственного сигнала, обусловленной интерференционной картиной в падающем рентгеновском излучении, принятой на соответствующей пластине структурированного сцинтилляционного слоя, и сигнал пикселя рентгеновского детектора содержит по меньшей мере первый и второй выходные сигналы, полученные из по меньшей мере двух соседних субпикселей, с разрешающей способностью дискретизации полос, определяемой шириной пластин.

В соответствии со вторым аспектом предлагается интерферометр для фазово-контрастной или темнопольной рентгеновской визуализации. Интерферометр содержит: структуру фазовой решетки; и

рентгеновский детектор в соответствии с первым аспектом или его дополнительными вариантами осуществления.

Структура фазовой решетки и рентгеновский детектор расположены на оптическом пути так, что структура фазовой решетки и сцинтилляционный слой рентгеновского детектора формируют интерферометрическое устройство для корреляции рентгеновского излучения.

В соответствии с третьим аспектом предлагается система рентгеновской визуализации. Система рентгеновской визуализации содержит:

рентгеновский источник ;

интерферометр в соответствии со вторым аспектом; и

контроллер.

Контроллер выполнен с возможностью приведения в действие рентгеновского источника, чтобы, тем самым, подводить рентгеновское излучение к представляющему интерес объекту, размещаемому на оптическом пути.

Рентгеновский детектор интерферометра выполнен с возможностью дискретизации и детектирования дискретизируемого рентгеновского волнового фронта.

Контроллер выполнен с возможностью электронного считывания сигналов, представляющих интерференционную картину, из упомянутого множества субпикселей рентгеновского детектора интерферометра.

Необязательно, система рентгеновской визуализации является инвертированной системой рентгеновской фазово-контрастной визуализации, в которой расстояние между дифракционной решеткой G_0 источника и фазовой дифракционной решеткой G_1 меньше, чем расстояние между фазовой дифракционной решеткой G_1 и рентгеновским детектором.

Необязательно, система рентгеновской визуализации является системой рентгеновской фазово-контрастной визуализации, в которой расстояние между дифракционной решеткой G_0 источника и фазовой дифракционной решеткой G_1 больше, чем расстояние между фазовой дифракционной решеткой G_1 и рентгеновским детектором.

В соответствии с четвертым аспектом предлагается способ рентгеновской фазово-контрастной визуализации и/или темнопольной рентгеновской визуализации, содержащий следующие этапы:

а) генерируют рентгеновское излучение для исследования представляющего интерес объекта и направляют рентгеновское излучение к представляющему интерес объекту;

б) принимают на рентгеновском детекторе рентгеновское излучение, которое модулировано по фазе представляющим интерес объектом;

с) преобразуют модулированное рентгеновское излучение во множество оптических сигналов пластин с использованием структурированного сцинтилляционного слоя, содержащего множество пластин, расположенных с возможностью дискретизации падающей интерференционной картины;

д) детектируют упомянутое множество оптических сигналов пластин с использованием слоя оптических детекторов, оптически связанного со структурированным сцинтилляционным слоем, содержащим множество субпикселей, при этом каждый субпиксель выставлен с соответствующей пластиной структурированного сцинтилляционного слоя, чтобы детектировать соответствующий оптический сигнал пластины, испускаемый из соответствующей пластины структурированного сцинтилляционного слоя, причем субпиксели дополнительно содержат множество ячеек оптического детектирования, выполненных с возможностью выдачи множества сигналов детектирования в зависимости от наличия соответствующих оптических сигналов пластин;

е) электронно считывают сигналы, представляющие интерференционную картину, из упомянутого множества субпикселей с использованием устройства комбинирования сигналов, причем устройство комбинирования сигналов выполнено с возможностью получения фазово-контрастного и/или темнопольного рентгеновских изображений в первом и втором направлении детектирования без регулировки положения рентгеновского детектора, посредством генерации по меньшей мере первого и второго выходных сигналов в виде комбинации сигналов детектирования ячеек оптического детектирования слоя оптических детекторов, причем каждый из упомянутых по меньшей мере первого и второго выходных сигналов пропорционален амплитуде пространственного сигнала, обусловленной интерференционной картиной в падающем рентгеновском излучении, принятой на соответствующей пластине структурированного сцинтилляционного слоя, и причем сигнал пикселя рентгеновского детектора содержит

по меньшей мере первый и второй выходные сигналы, полученные из по меньшей мере двух соседних субпикселей с разрешающей способностью дискретизации полос, определяемой шириной пластин.

5 В соответствии с пятым аспектом предлагается элемент компьютерной программы для управления системой рентгеновской визуализации по третьему аспекту, который, будучи исполняемым процессорным блоком, выполнен с возможностью осуществления этапов способа по четвертому аспекту.

В соответствии с шестым аспектом предлагается машиночитаемый носитель, хранящий элемент компьютерной программы по пятому аспекту.

10 В настоящем описании термин «рентгеновская фазово-контрастная визуализация» относится к методу рентгеновской визуализации, в котором рентгеновский источник направлен на представляющий интерес объект, и применяется фазовая дифракционная решетка, чтобы сгенерировать интерференционную картину на регулярно повторяющихся расстояниях от фазовой дифракционной решетки. Обычная система
15 рентгеновской фазово-контрастной визуализации, как правило, включает в себя дифракционную решетку G_0 источника непосредственно перед источником, фазовую дифракционную решетку G_1 , расположенную в рентгеновском пучке, генерирующем интерференционную картину, и дифракционную решетку G_2 анализатора,
20 предназначенную для дискретизации интерференционной картины непосредственно перед рентгеновским детектором.

В обычной системе рентгеновской фазово-контрастной визуализации расстояние между фазовой дифракционной решеткой G_1 и дифракционной решеткой G_2 анализатора меньше, чем расстояние между дифракционной решеткой G_0 источника и фазовой
25 дифракционной решеткой G_1 . В настоящем способе, дифракционная решетка G_2 анализатора должна, обычно, иметь очень малый шаг по сравнению с фазовой дифракционной решеткой G_1 и дифракционной решеткой G_0 источника.

В «инвертированной» системе рентгеновской фазово-контрастной визуализации
30 расстояние между дифракционной решеткой G_0 источника и фазовой дифракционной решеткой G_1 меньше, чем расстояние между фазовой дифракционной решеткой G_1 и дифракционной решеткой G_2 анализатора. Это дает возможность дифракционной решетке G_2 иметь большую площадь и более крупноразмерные структуры, что создает
35 меньше сложностей при изготовлении. Данные аспекты дополнительно поясняются в статье «*Inverse geometry for grating-based X-ray phase-contrast imaging*», Donath et. al, Journal of Applied Physics, 106, 054703 (2009).

Технология детектора, описанная в настоящей заявке, применима как в обычной, так и в инвертированной системах рентгеновской фазово-контрастной визуализации,
40 а также для многих других вариантов оптических схем систем рентгеновской фазово-контрастной визуализации, предполагаемых в рамках знаний специалиста. Однако концепция настоящей заявки заключается в том, чтобы заменить дифракционную решетку анализатора структурированным сцинтиллятором, составляющим часть
рентгеновского детектора, а не дифракционной решетки анализатора. В настоящей
45 заявке «инвертированную» или «обычную» систему рентгеновской фазово-контрастной визуализации следует рассматривать соответственно.

В настоящем описании термин «рентгеновская интерференционная картина» относится к концепции при рентгеновской визуализации на основе дифракционных решеток. Стандартный способ предусматривает подсветку образца когерентным

плоским волновым фронтом рентгеновского излучения. Другую сторону образца снабжают фазовой дифракционной решеткой, которая создает периодический волной фронт через расстояние распространения, называемое длиной Тальбота. По одному способу, периодический волновой фронт дискретизируют перемещением дифракционной решетки анализатора по картине Тальбота в направлении анализа (известным как «пошаговое измерение фазы»). Термин рентгеновская интерференционная картина относится к картине Тальбота.

В настоящем описании термин «структурированный сцинтилляционный слой» означает плоский или практически плоский слой, содержащий матрицу периодически расположенных сцинтилляционных каналов. Каждый независимый сцинтилляционный канал структурированного сцинтиллятора называется «пластиной». Пластины расположены с шириной или шагом, чтобы формировать аналог структуры дифракционной решетки анализатора. Другими словами, можно считать, что структурированный сцинтиллятор заменяет функцию традиционной структуры дифракционной решетки анализатора. В качестве альтернативы, сцинтилляционный слой называют микроструктурированным сцинтилляционным слоем. Необязательно, пластины являются микростолбиками в структурированном сцинтилляционном материале. Микростолбики являются параллельными иглоподобными структурами, которые, необязательно, имеют диаметр от 250 нм до 10 мкм. Структурированный сцинтилляционный материал можно приготавливать, например, методом вакуумного испарения. В качестве альтернативы, сцинтилляционный материал вытравливают в кремнии для изготовления матрицы, заполненной сцинтилляционным материалом, например, иодидом цезия, легированного таллием, оксисульфидом гадолиния (Gd_2O_2S , известным как GOS), оксиортосиликатом гадолиния (Gd_2SiO_5 , известным как GSO), оксиортосиликатом лютеция-иттрия ($Lu_{2(1-x)}Y_{2x}SiO_5$, известным как LYSO), $Gd_3Al_2Ga_3O_{12}$, известным как GAGG, или $Bi_4Ge_3O_{12}$, известным как BGO. Возможно применение многих других сцинтилляционных материалов, известных специалисту.

В настоящем описании термин «оптические сигналы пластин» относится к вспышкам видимого излучения, испускаемого из структурированного сцинтилляционного слоя или его пластин, когда рентгеновские фотоны сталкиваются со сцинтилляционной пластиной.

В последующем описании термин «пиксель» относится к элементу, детектирующему оптическое излучение и имеющему обычный размер пикселя, например, 200 мкм × 200 мкм, хотя возможен и размер пикселя до 1 квадратного мм. Пиксель структурирован на субпиксели таким образом, что возможна избыточная дискретизация интерференционной картины структурированным сцинтиллятором. Во время работы, соседние субпиксели принимают сигналы, имеющие взаимно сдвинутые фазы.

В последующем описании термин «слой оптических детекторов» относится к полупроводниковой структуре, способной преобразовывать оптические сигналы пластин из структурированного сцинтиллятора в электрические сигналы для обработки устройством комбинирования сигналов. Например, слой оптических детекторов обычно будет образован в виде слоя КМОП, содержащего детектирующие компоненты и шинные соединения, при этом структурированный сцинтилляционный слой осажден сверху на слой КМОП. Перед осаждением структурированного сцинтилляционного слоя, в слое КМОП обеспечивают оптические детекторные элементы, например, множество кремниевых фотоумножителей или множество фотодиодов, с приданным устройством комбинирования сигналов.

В последующем описании термин «устройство комбинирования сигналов» относится к аналоговой или цифровой цепи, которая выполняет функцию считывания сигналов детектирования. Аналоговая цепь может включать в себя, например, простые параллельные соединения фотоумножителей или фотодиодов вдоль горизонтального или вертикального направлений в слое оптических детекторов. В качестве альтернативы или в дополнение, такие аналоговые цепи могут продолжаться до таких аналоговых элементов, как токовое зеркало, усилитель тока или усилитель с суммированием токов. В качестве альтернативы, устройство комбинирования сигналов использует аналого-цифровой преобразователь для оцифровки сигналов детектирования вблизи слоя оптических детекторов. В таком случае, при использовании цифровой обработки может составляться, например, комбинация соседних сигналов, которая может быть точнее и менее предрасположенной к шумовым помехам.

Таким образом, принципиальная идея состоит в пространственной дискретизации и/или избыточной дискретизации рентгеновской интерференционной картины посредством обеспечения структурированного сцинтиллятора, способного к пространственной дискретизации и/или избыточной дискретизации рентгеновской интерференционной картины, в комбинации с субпикселями, которые выставлены с пластинами структурированного сцинтиллятора. Это допускает отделение интерференционной картины от соседних сцинтилляционных пластин.

Приведенные и другие аспекты настоящего изобретения будут очевидны из пояснения со ссылкой на нижеописанные варианты осуществления.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

Примерные варианты осуществления изобретения изображены на последующих чертежах. Схемы электрических цепей на чертежах представлены для информации об их топологии, а не для представления готового решения электронной части. Однако специалист сможет выполнить до конца решение со ссылкой на эти схемы.

Фиг. 1 иллюстрирует схематический вид сбоку обычной системы фазово-контрастной визуализации.

Фиг. 2 иллюстрирует примерные дискретные картины интенсивности из четырехканальной обычной системы фазово-контрастной визуализации.

Фиг. 3 иллюстрирует схематический вид сбоку рентгеновского фазово-контрастного интерферометра и системы рентгеновской фазово-контрастной визуализации, включающей в себя интерферометр в соответствии со вторым и третьим аспектами.

Фиг. 4 иллюстрирует схематическое изображение рентгеновского детектора в соответствии с первым аспектом.

Фиг. 5 иллюстрирует схематическое изображение практического варианта осуществления в соответствии с первым аспектом.

Фиг. 6a) иллюстрирует схематическое изображение пластин обычного одномерного детектора полос.

Фиг. 6b) иллюстрирует схематическое изображение пластин обычного одномерного детектора полос, повернутого на девяносто градусов.

Фиг. 7a) иллюстрирует выборку субпикселей в 2-мерно переключаемом прямом детекторе полос в первом (вертикальном) режиме в соответствии с вариантом осуществления.

Фиг. 7b) иллюстрирует выборку субпикселей в 2-мерно переключаемом прямом детекторе полос во втором (горизонтальном) режиме в соответствии с вариантом осуществления.

Фиг. 8 иллюстрирует принципиальную электрическую схему для цепи 2-мерно

переключаемого прямого детектора полос.

Фиг. 9 иллюстрирует схематичное изображение дополнительного практического варианта осуществления рентгеновского детектора, выполняющего фильтрацию событий.

5 Фиг. 10 иллюстрирует схематичное изображение дополнительного варианта осуществления рентгеновского детектора.

Фиг. 11 иллюстрирует схематичное изображение одного пикселя, имеющего множество детекторных каналов.

Фиг. 12 - способ в соответствии с четвертым аспектом.

10 ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ ВАРИАНТОВ ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ

Традиционный рентгенологический метод использует рентгеновский источник для подсвечивания спереди представляющего интерес объекта. Рентгеновский детектор, например цифровой детектор располагается сзади представляющего интерес объекта. Материалы в представляющем интерес объекте, имеющие разные плотности, будут
15 обуславливать неравномерное поглощение рентгеновского волнового фронта. Цифровой детектор обеспечивает абсорбционное изображение внутренней структуры представляющего интерес объекта на основании изменяющегося поглощения рентгеновского волнового фронта.

В настоящее время особое внимание обращают на рентгеновскую фазово-
20 контрастную визуализацию. Материалы в представляющем интерес объекте влияют на поглощение рентгеновского волнового фронта, но обычно они влияют также на фазовый сдвиг рентгеновского волнового фронта. В частности, в случае визуализации мягких тканей детектирование фазового сдвига может обеспечить более высокое качество, чем качество, получаемое методом традиционной абсорбционной
25 визуализации. В качестве альтернативы, дозу пациента можно снизить.

Фиг. 1 изображает обычный метод рентгеновской фазово-контрастной визуализации. В частности, показан стандартный рентгеновский интерферометр 10 на основе дифракционных решеток. Альтернативным названием изображенной схемы
30 расположения является рентгеновский интерферометр Тальбота. Данный интерферометр содержит высококогерентный рентгеновский источник 12, который испускает рентгеновский пучок 14 в направлении представляющего интерес объекта 16. Позади представляющего интерес объекта обеспечены фазовая дифракционной решетка 18 (G_1) и дифракционной решетка 20 (G_2) анализатора согласованно друг с другом. Дифракционная решетка 20 (G_2) анализатора является перемещаемой с помощью (не
35 показанного) механизма. Цифровой рентгеновский детектор 22 выполнен с возможностью приема и дискретизации амплитуды или изменений рентгеновской интерференционной картины, прошедшей по представляющему интерес объекту 16, фазовой дифракционной решетке 18 и дифракционной решетке 20 анализатора.

40 Необязательно, высококогерентный рентгеновский источник 12 обеспечивают в виде обычного полихроматического рентгеновского источника (например, рентгеновской трубки с вращающимся анодом) в сочетании с дифракционной решеткой G_0 источника, формирующего интерферометр Тальбота-Лау, при размещении в расширенной системе.

45 Рентгеновский интерферометр Тальбота использует эффект Тальбота в рентгеновском излучении, который известен также как эффект самоотображения. Фазовая дифракционная решетка 18 является периодической структурой и, при размещении в условиях освещения высококогерентным излучением от рентгеновского источника 12,

создает самовоспроизводящиеся изображения фазовой дифракционной решетки 18 на характерных расстояниях от фазовой дифракционной решетки 18. Данное явление является результатом дифракции Френеля. В условиях освещения частично когерентным рентгеновским излучением, контрастность самовоспроизводящегося изображения

5 может снижаться, но еще может быть полезной.

Падающая волна рентгеновского излучения деформируется вследствие фазового сдвига, вызываемого представляющим интерес объектом 16, расположенным спереди фазовой дифракционной решетки 18. Данная деформация обуславливает также деформацию самовоспроизводящегося изображения в соответствии с фазовыми

10 неоднородностями в представляющем интерес объекте 16. Величина деформации в самовоспроизводящемся изображении пропорциональна расстоянию, z , от фазовой дифракционной решетки 18, на котором выполняется дискретизация самовоспроизводящегося изображения. Обычно, цифровой рентгеновский детектор 22 не имеет достаточной разрешающей способности, чтобы непосредственно производить

15 дискретизацию самовоспроизводящегося изображения. Поэтому, в обычных схемах расположения обеспечивают также дифракционную решетку 20 анализатора. Если период дифракционной решетки 20 анализатора сравним с периодом самовоспроизводящегося изображения, то получается суперпозиция самовоспроизводящегося изображение (деформированного представляющим интерес

20 объектом 16) и образа дифракционной решетки 20 анализатора (обычно, называемая муаровой интерференционной картиной). Деформация самовоспроизводящегося изображения, вызываемая фазовыми неоднородностями в представляющем интерес объекте 16, приводит к дополнительной деформации муаровой интерференционной картины.

25 Обычно, шаг интерференционных полос является достаточно большим, чтобы позволять стандартным цифровым детекторам рентгеновского изображения детектировать участки интерференционной картины, дискретизация которой производится дифракционной решеткой 20 анализатора.

Приведенный подход требуется, чтобы дифракционная решетка 20 анализатора

30 была физически подвижной по интерференционной картине на расстояние нескольких шагов, с возможностью дискретизации амплитуды деформированного самовоспроизводящегося изображения, чтобы допускать получение полного фазового профиля представляющего интерес объекта 16. Такая механически подвижная дифракционная решетка 20 анализатора нежелательна потому, что она приводит к

35 дополнительному усложнению конструкции установки и вызывает увеличение времени рентгенографических исследований. Это является проблемой при визуализации областей в теле, которые быстро двигаются, например, во время визуализации сердца.

Кроме того, дифракционная решетка 20 анализатора является абсорбционной дифракционной решеткой, вызывающей потерю рентгеновского излучения, которое

40 уже прошло сквозь представляющий интерес объект. Это нежелательно потому, что ведет к повышению дозы облучения пациента.

Фиг. 2 иллюстрирует примерную картину дискретизации, соответствующую обычному способу пошагового измерения фазы, изображенному на фиг. 1. На графиках на фиг. 2, ордината представляет условную единицу расстояния по участку цифрового

45 рентгеновского детектора, и абсцисса представляет условную интенсивность рентгеновского излучения, принятого на соответствующем участке цифрового рентгеновского детектора. Левая колонка графиков представляет интенсивность падающего рентгеновского излучения перед структурой дифракционной решетки 20

анализатора. Четыре графика а) - d) в правой колонке на фиг. 2 изображают сигналы рентгеновского излучения в соответствующей левой колонке, отфильтрованные дифракционной решеткой 20 анализатора при четырех разных расстояниях смещения дифракционной решетки анализатора. Другими словами, правая колонка на фиг. 2
 5 изображает сигналы четырех разных групп фаз по мере их обнаружения на рентгеновском детекторе 22.

Для представления контекста изобретения на фиг. 3 изображен интерферометр 110 в соответствии со вторым аспектом, встроенный в систему 118 рентгеновской визуализации в соответствии с третьим аспектом. Разумеется, интерферометр 110 может
 10 быть обеспечен в виде элемента, отдельного от системы 118 рентгеновской визуализации, и комбинация из двух элементов изображена для удобства, а не ограничения. Интерферометр 110 и система 118 рентгеновской визуализации подробнее поясняются в последующем.

Структура 112 G_1 фазовой решетки расположена поперек рентгеновского пучка,
 15 который прошел сквозь представляющий интерес объект 126. Рентгеновский детектор 114а, 114b расположен так, что его структурированный сцинтиллятор 114а обращен к структуре 112 G_1 фазовой решетки. Например, необязательно, рентгеновский детектор 114А, 114В отстоит от структуры 112 G_1 фазовой решетки на расстояние Z_T Тальбота или дробное расстояние Тальбота. Структурированный сцинтиллятор 114а производит
 20 дискретизацию (или избыточную дискретизацию) амплитуды рентгеновской интерференционной картины, образованной взаимодействием рентгеновского излучения с структурой 112 фазовой решетки и представляющим интерес объектом 126. Посредством дискретизации амплитуды рентгеновской интерференционной картины,
 25 структурированный сцинтиллятор 114а допускает детектирование фазовых изменений рентгеновского пучка 128, обусловленных представляющим интерес объектом 126. Цепь 116 комбинирования сигналов формирует первый и второй выходные сигналы из рентгеновского детектора 114а, 114b.

Фиг. 4 изображает рентгеновский детектор 24 для дискретизации падающей
 30 рентгеновской интерференционной картины 27 при фазово-контрастной и/или темнопольной рентгеновской визуализации в соответствии с первым аспектом.

Необязательно, рентгеновский детектор предназначен для включения в состав интерферометра 110 в соответствии со вторым аспектом, встроенный в систему 118 рентгеновской визуализации в соответствии с третьим аспектом. Рентгеновский детектор
 35 24 содержит структурированный сцинтилляционный слой 26, содержащий множество пластин 26₁, 26₂, ..., 26_N, расположенных с возможностью дискретизации падающей интерференционной картины 27 и ее преобразования во множество оптических сигналов пластин.

Рентгеновский детектор 24 содержит также слой 30 оптических детекторов, оптически
 40 связанный со структурированным сцинтилляционным слоем 26. Слой 30 оптических детекторов содержит множество субпикселей 30₁, 30₂, ..., 30_N. Каждый субпиксель выставлен с соответствующей пластиной 26₁, 26₂, ..., 26_N структурированного сцинтилляционного слоя, чтобы детектировать соответствующий оптический сигнал
 45 пластины, испускаемый из соответствующей пластины 26₁, 26₂, ..., 26_N структурированного сцинтилляционного слоя.

Рентгеновский детектор 24 содержит также устройство 32 комбинирования сигналов, выполненное с возможностью электронного считывания сигналов, представляющих интерференционную картину 27, из множества субпикселей 30.

Слой 30 оптических детекторов дополнительно содержит множество ячеек 34 оптического детектирования, выполненных с возможностью выдачи сигналов детектирования в зависимости от наличия соответствующих оптических сигналов пластин.

5 Устройство 32 комбинирования сигналов выполнено с возможностью генерации по меньшей мере первого 31_A и второго 31_B выходных сигналов в качестве комбинаций сигналов детектирования ячеек 34 оптического детектирования слоя 30 оптических детекторов. По меньшей мере первый 31_A и второй 31_B выходные сигналы
10 пропорциональны, каждый, амплитуде пространственного сигнала, обусловленной падающей рентгеновской интерференционной картиной 27, принятой на соответствующей пластине $26_1, 26_2, \dots, 26_N$ структурированного сцинтилляционного слоя. Сигнал пикселя рентгеновского детектора 24 содержит по меньшей мере первый 31_A и второй 31_B выходные сигналы, полученные из по меньшей мере двух соседних
15 субпикселей с разрешающей способностью дискретизации полос, определяемой шириной W пластин. В варианте осуществления, показанном на фиг. 4, ширина W пластины практически равна половине периода полосы падающего рентгеновского излучения 27.

Таким образом, основополагающая идея состоит в применении структурированной
20 матрицы 26 сцинтилляторов в сочетании со слоем 30 оптических детекторов и устройством 32 комбинирования сигналов для отделения падающей рентгеновской интерференционной картины 27 от соседних сцинтилляционных пластин, чтобы собирать непосредственное измерение интерференционных картин фазово-контрастной визуализации. Отдельные сцинтилляционные пластины $26_1, 26_2, \dots, 26_N$ оптически
25 выставлены с отдельными субпикселями. Это снимает потребность в механически подвижной дифракционной решетке анализатора. В случае, изображенном на фиг. 4, действие фазовой дифракционной решетки, механически пошагово передвигаемой в индексированные положения, заменено на контроль отношения первого и второго выходных сигналов $31_A, 31_B$.

30 На фиг. 4 показан вариант осуществления предлагаемого датчика, в котором большой пиксель P сегментирован вдоль одного плоского направления на шесть сцинтилляционных пластин. Шесть сцинтилляционных пластин оптически связаны со слоем 30 оптических детекторов. На фиг. 4 изображены также соседние пиксели.

35 Необязательно, оптическая связь может обеспечиваться с использованием оптически связывающего слоя между структурированным сцинтилляционным слоем 26 и слоем 30 оптических детекторов. Необязательно, оптически связывающий слой выполнен в виде волоконно-оптической пластины (не показанной).

Обычно, пиксель P имеет ширину несколько сотен микрометров и сегментируется
40 на сцинтилляционные пластины, имеющие шаг около 20-30 микрометров. Слой 30 оптических детекторов также составлен из нескольких пикселей, имеющих такие же размеры. Каждый пиксель слоя 30 оптических детекторов сегментирован для согласования с сегментацией структурированного сцинтилляционного слоя 26. Фиг. 4 показывает, что слой 30 оптических детекторов сегментирован на шесть субпикселей в том же направлении, что и структурированный сцинтилляционный слой 26. Субпиксели
45 в слое 30 оптических детекторов оптически выставлены с пластинами структурированного сцинтилляционного слоя 26. Другими словами, относительно высокий уровень падающего рентгеновского излучения на пластине 26_1 структурированного сцинтиллятора будет вынуждать данную пластину излучать

относительно сильный оптический сигнал в субпиксель 30_1 слоя 30 оптических детекторов. Однако, поскольку сцинтиллятор структурирован, то относительно сильный оптический сигнал из пластины 26_1 структурированного сцинтиллятора не попадает в соседние субпиксели слоя 30 оптических детекторов.

На фиг. 4 показано, что первый и второй выходные сигналы 31_A и 31_B считывают «первый» и «второй» выходные сигналы ячеек оптического детектирования. Необязательно, два канала могут быть, например, спроектированы с таким шагом размещения сцинтилляторов, чтобы считывать первый сигнал как «пиковое» значение полосы и второй сигнал как «минимальное» значение интерференционной картины. В показанном варианте осуществления события, зарегистрированные в «четных» пластинах, накапливаются в первом канале 31_A считывания. Аналогично, события в «нечетных» пластинах также регистрируются во втором канале 31_B считывания. Таким образом, в показанном варианте осуществления каждый пиксель P собирает два измерения, соответствующих уровню сигнала, зарегистрированного в «нечетных» и «четных» пластинах.

В варианте осуществления, показанном на фиг. 4, выбран шаг W сцинтилляторов, и поэтому один из каналов содержит информацию из пиков интерференционной картины 27, а другой канал собирает минимумы интерференционной картины 27. Следовательно, выбор шага W сцинтилляторов тесно связан с длиной волны падающего рентгеновского пучка системы, с которой применяется рентгеновский детектор 24. Однако данный случай является минимальным, и будет понятно, что шаг W сцинтилляторов можно, при желании, спроектировать с возможностью избыточной дискретизации интерференционной картины 27. Таким образом, шаг W сцинтилляторов проектируют согласно таким же критериям, которые были бы приняты для обычного детектора, при проектировании шага подвижной дифракционной решетки анализатора.

Следовательно, отношение между выходными сигналами первого и второго выходных сигналов 31_A и 31_B характеризует фазу полос и контрастность полос. Однако, шаг сцинтилляторов можно при необходимости выполнить дробным от W , например, одной третьей или одной четвертой от периода полосы, в случае, когда структурированный сцинтиллятор предназначен для избыточной дискретизации полос рентгеновской интерференционной картины. Необязательно, структурированный сцинтиллятор может быть выполнен с возможностью избыточной дискретизации интерференционных полос 27, что допускает непосредственное определение информации о фазе и рассеянии.

В ячейке оптического детектора может содержаться много разных оптических детекторных компонентов.

В соответствии с вариантом осуществления ячейка оптического детектора содержит один или множество кремниевых фотоумножителей, выполненных с возможностью детектирования соответствующих оптических сигналов пластин, испускаемых из соответствующих пластин структурированного сцинтилляционного слоя.

Кремниевые фотоумножители (SiPM) представляют собой матрицы твердотельных лавинных фотодиодов (APD), которые чувствительны к одиночным фотонам и изготовлены на общей кремниевой подложке.

Кремниевые фотоумножители матрицы и их гасящие резисторы, необязательно, соединены параллельно. Гасящий резистор позволяет напряжению обратного смещения спадать достаточно низко, чтобы прекращать лавинное умножение через короткое время. После этого, APD будет снова заряжаться до полного напряжения смещения через резистор. Каждое устройство работает в цифровом («гейгеровском») режиме,

хотя все кремниевые фотоумножители матрицы считаются параллельно. Поэтому кремниевый фотоумножитель формирует сигналы с переменным динамическим диапазоном, зависящим от того, принимаются ли один или несколько тысяч фотонов.

Дискретный режим работы кремниевых фотоумножителей подразумевает, что информация, относящаяся к энергии исходного оптического фотона, теряется. Не обязательно, с такой утратой пропорциональности предлагается справляться посредством обеспечения крупных пикселей кремниевого фотоумножителя, имеющих размер несколько квадратных мм, при этом каждый пиксель кремниевого фотоумножителя, не обязательно, содержит свыше одной тысячи ячеек кремниевых фотоумножителей. Число ячеек кремниевых фотоумножителей должно быть достаточно большим, чтобы быть в состоянии проверить, что детектированная активность возникла в результате события взаимодействия с рентгеновским излучением, а не событий «темновой скорости счета» изнутри самого кремниевого фотоумножителя.

Фиг. 5 изображает предлагаемый рентгеновский детектор в соответствии с вариантом осуществления, использующий топологию кремниевого фотоумножителя. Попеременно затененные пластины представляют чередующиеся сцинтилляционные пластины, расположенные над чередующимися слоями оптических детекторов и устройствами комбинирования сигналов, которые оптически связаны с непосредственно вышерасположенной сцинтилляционной пластиной. Фиг. 5 изображает единственный пиксель Р, разделенный на шесть пластин 26₁, ..., 26₆ структурированного сцинтиллятора, которые, в свою очередь, оптически связаны с шестью субпикселями 30₁, ..., 30₆, обеспеченными в слое 30 оптических детекторов. Не обязательно, каждый кремниевый фотоумножитель содержит свой собственный гасящий резистор. Не обязательно, можно применить цепь активного гашения кремниевого фотоумножителя.

Изображенная топология представляет схему с общим катодом, в которой катоды диодов кремниевых фотоумножителей соединены совместно к катоду 38. Внутри каждого субпикселя 30₁, ..., 30₆, аноды кремниевых фотоумножителей соединены друг с другом. Таким образом, ток, протекающий через анодное соединение для одного субпикселя, соответствует сумме токов кремниевых фотоумножителей, которые сработали в данном субпикселе. Устройство 32 комбинирования сигналов, показанное на фиг. 5, является шинным соединением анодов через один в первую сигнальную группу 30₁, 30₃, 30₅ и вторую сигнальную группу 30₂, 30₄, 30₆. Практический эффект от этого состоит в том, что все события детектирования фотонов, относящиеся к первой половине шага полос, суммируются совместно для формирования первого выходного сигнала 31_А, и все события детектирования фотонов, относящиеся ко второй половине шага полос, суммируются совместно для формирования второго выходного сигнала 31_В.

Не обязательно, обеспечивают рентгеновский детектор 24, в котором множество ячеек 34 оптического детектирования, связанных с одним субпикселем, электрически соединены параллельно для генерации во время работы первого и/или второго выходного сигнала, пропорционального числу ячеек оптического детектирования, запускаемых оптическим излучением из пластины структурированного сцинтилляционного слоя 26.

Во время работы, когда на пластину 26₁ структурированного сцинтиллятора падает большой поток рентгеновского излучения, на субпиксель 30₁ оптически передается

соответствующий большой поток видимого излучения. Большой поток видимого излучения будет вызывать срабатывание большой доли кремниевых фотоумножителей 34_A, 34_B, 34_C, 34_D, 34_E, 34_F и, соответственно, большой ток в качестве первого выходного сигнала 31_A.

5 Не обязательно, устройство комбинирования сигналов может содержать цепь валидации сигнала (не показанную) для каждого выходного сигнала 31_A, 31_B. Цепь валидации сигнала выполнена с возможностью пороговой обработки первого и/или
10 второго выходных сигналов 31_A, 31_B соответственно, чтобы быть уверенным в регистрации кремниевыми фотоумножителями реальных взаимодействий
сцинтилляторов, а не темновых скоростей счета. Таким образом, считается, что имеет место достоверное событие, когда некоторое число сработало в течение временного
интервала, заданного используемым сцинтилляционным материалом. Цепь валидации
15 сигнала может быть выполнена в аналоговой форме в виде компаратора или, после стадии преобразования из аналоговой в цифровую форму, в виде цифрового
компаратора.

Ток, протекающий через аноды в одном субпикселе, расположенном ниже пластины, соответствует сумме токов из кремниевых фотоумножителей, которые сработали в субпикселе.

20 Не обязательно, анодный сигнал не разделяется между несколькими субпикселями, расположенными ниже пластины, и валидация событий выполняется для каждой пластины, допускающей, чтобы первый и второй выходные сигналы 31_A, 31_B были суммой всех проверенных событий.

В вышеприведенном описании поясняется топология, предусматривающая наличие
25 в одном пикселе шести пластин, разделенных на две группы чередующихся пластин. Специалисту будет понятно, что типичный рентгеновский детектор будет содержать много тысяч пикселей. Пиксели могут подразделяться на произвольное число пластин, и данное произвольное число пластин может быть соединено между собой для дискретизации
30 полос падающего рентгеновского излучения с использованием трех каналов, четырех каналов, пяти каналов, шести каналов или большего числа каналов. Дискретизации полос падающей рентгеновской интерференционной картины с использованием
большого числа каналов допускает избыточную дискретизацию интерференционной картины, с обеспечением повышенного разрешения изображения.

В соответствии с вариантом осуществления предлагается вышеописанный
35 рентгеновский детектор 24, в котором устройство комбинирования сигналов выполнено перестраиваемым в первый режим, в котором первый и второй выходные сигналы 31_A,
31_B принимаются из первого набора соседних субпикселей, и перестраиваемым во
второй режим, в котором первый и второй выходные сигналы принимаются из второго
40 набора соседних субпикселей, при этом первый и второй наборы субпикселей выставлены под углом друг относительно друга, что делает возможным накопление
субпикселей в разных направлениях, без регулировки положения рентгеновского детектора.

Не обязательно, угол, под которым выставлены первый и второй наборы субпикселей,
45 равен 90° (другими словами, субпиксели первого и второго наборов субпикселей формируют прямоугольную сетку). Не обязательно, первый и второй наборы субпикселей выставлены под внутренним углом от 0° до 90° друг к другу. Не обязательно, первый и второй наборы субпикселей выставлены под внутренним углом от 0° до 80° друг к другу. Не обязательно, первый и второй наборы субпикселей выставлены под внутренним

углом от 0° до 60° друг к другу. Необязательно, первый и второй наборы субпикселей выставлены под внутренним углом от 0° до 30° . Соответственно, интерференционные картины можно дискретизировать во многих различных направлениях.

Приведенное применение касается непосредственного измерения полос, полученных методом фазового контраста, что может исключать дифракционную решетку 20 анализатора обычной системы 10 фазово-контрастной визуализации. Обычно, дифракционные решетки и/или сцинтилляционные пластины располагаются так, что, для исключения потери клинически релевантной структуры в направлении, параллельном дифракционным решеткам или прямоугольным сцинтилляционным пластинам, изображения приходится получать дважды, с поворотом дифракционной решетки (G_0) источника, фазовой дифракционной решетки (G_1) и дифракционной решетки (G_2) анализатора на 90° . В случае применения прямого детектора полос с прямоугольными сцинтилляционными пластины, сам детектор также потребовалось бы поворачивать.

Нижеследующий вариант осуществления относится к адаптированной топологии пикселей для применения в детекторах рентгеновских фазово-контрастных изображений, которые могут разрешать тонкие структуры без поворота детектора.

Фиг. 6а) изображает обычную топологию детектора с четырьмя пикселями P_1, \dots, P_4 . Сцинтилляторы, расположенные над пикселями, структурированы, каждый, вдоль одного направления. Другими словами, два канала чередующихся пластин имеют большое аспектное отношение. Обычно данная конфигурация предполагает, что тонкая структура находится вдоль одного направления, при этом собственный шаг цифрового детектора можно использовать в другом направлении. В примере, обычный размер пикселя 200 мкм на 200 мкм может иметь структуру из 10 пластин в x-направлении, тогда как вдоль y-направления сохраняется структура пластины с ее собственной длиной 200 мкм.

Вышеприведенная топология подразумевает, что детектирование тонких структур предпочтительно в одном направлении. Чтобы гарантировать отсутствие пропуска клинически релевантных структур вдоль другого направления, необходимо обеспечить способы поворота дифракционных решеток (дифракционной решетки источника и фазовой дифракционной решетки). Это потребует синхронного поворота всех решеток, что сложно обеспечить с высокой точностью и с использованием недорогой механической конструкции. Поэтому предлагается применить матрицу с 2-мерной структурой в комбинации с электронной цепью считывания, способной селективно организовать бинирование субпикселей вдоль других направлений.

Фиг. 6b) изображает обычную схему расположения пластин, которая повернута на девяносто градусов.

Фиг. 7а) изображает двумерную топологию субпикселизации с тонкой структурой в границах обычных пикселей P_1, \dots, P_4 . Топология субпикселизации содержит множество кремниевых фотоумножителей или фотодиодов, действующих как ячейки оптических детекторов. 2-мерно переключаемый прямой детектор полос допускает переключение между двумя режимами, первым режимом, в котором выходной сигнал бинируется вдоль первого предпочтительного направления, и вторым режимом, в котором сигнал бинируется вдоль второго предпочтительного направления. На фиг. 7а), 2-мерно переключаемый прямой детектор полос показан в первом режиме, в котором интерференционная картина дискретизируется четырьмя пикселями, имеющими каналы чередующихся пластин в вертикальном направлении. Фиг. 7b) представляет второй

режим, в котором интерференционная картина дискретизируется четырьмя пикселями, имеющими каналы чередующихся пластин в горизонтальном направлении.

Следует понимать, что рентгеновский(ая) интерферометр или система, выполненный(ая) с возможностью использования детектора в соответствии с данным вариантом осуществления, потребует поворота дифракционной решетки G_0 источника и фазовой дифракционной решетки G_1 на 90° , когда производят переключение между первым режимом и вторым режимом и наоборот.

Фиг. 8 схематически представляет схему цепи для получения вертикально и горизонтально переключаемых схем расположения субпикселей для ориентации дискретизации полос, как описано в концептуальных положениях, относящихся к фиг. 7, в качестве неограничивающего примера, в котором первый и второй наборы субпикселей расположены перпендикулярно друг другу в разных режимах.

Пунктирная линия 40 показывает границу обычного пикселя. В пределах границы обычного пикселя находится сетка оптических детекторных элементов 42, которые, необязательно (и как показано), являются множеством кремниевых фотоумножителей. Необязательно, сетка оптических детекторных элементов 42, в качестве альтернативы или в комбинации, содержит фотодиоды. В примере на фиг. 8, катоды кремниевых фотоумножителей заземлены, и аноды кремниевых фотоумножителей подсоединены, через гасящие резисторы, к селекторным переключателям Hz и Vt. Обозначение «Hz» относится к цифровому сигналу, указывающему горизонтальную ориентацию, и обозначение «Vt» относится к цифровому сигналу, указывающему горизонтальную ориентацию. Данные два сигнала являются взаимодополняющими.

Необязательно, кремниевые фотоумножители обеспечены с активными гасящими элементами.

Необязательно, каждый оптический детекторный элемент 42 обеспечен в виде схемы с параллельным соединением кремниевых фотоумножителей, как показано на фиг. 5, элементов 34 А, В. В данном случае, выход каждой схемы с параллельным соединением подсоединен к переключателям Hz и Vt, соответственно.

На фиг. 8 переключатели, относящиеся к Hz и Vt, показаны как одновременно находящиеся в разомкнутом состоянии, но только для ясного понимания местоположения переключателей на схеме. Во время работы, когда переключатели Hz находятся в замкнутом состоянии, переключателя Vt будут разомкнуты. Когда переключатели Hz находятся в разомкнутом состоянии, переключатели Vt будут замкнуты.

В данном случае устройство комбинирования сигналов содержит схему переключателей Hz и Vt и шины, допускающие бинирование первого выходного сигнала и второго выходного сигнала вдоль предпочтительных направлений. Когда переключатели Hz находятся в замкнутом состоянии, и переключатели Vt разомкнуты, чередующиеся горизонтальные ряды оптических детекторных элементов соединяются. Когда переключатели Hz находятся в разомкнутом состоянии, и переключатели Vt замкнуты, чередующиеся вертикальные ряды оптических детекторных элементов соединяются. Таким образом, полосы рентгеновской интерференционной картины могут подвергаться дискретизации и выводиться в форме по меньшей мере первого и второго выходных сигналов в горизонтальном и вертикальном направлениях.

Данный подход может быть особенно полезен, когда выполняется темнопольная визуализация, например, потому, что данный подход допускает определение тонкой клинической структуры во множестве направлений, без сложного изменения расположения пациента или системы рентгеновской визуализации.

В соответствии с вариантом осуществления первого аспекта (неограничивающий пример которого изображен на фиг. 9), предлагается рентгеновский детектор 24, в котором структурированный сцинтиллятор 44₁, 44₂, 44₃, 44₄, 44₅, 44₆ дополнительно содержит первый сцинтилляционный элемент 44₁ и второй сцинтилляционный элемент 44₂, каждый из которых сформирован из разных сцинтилляционных материалов, имеющих постоянные времени затухания, отличающиеся друг от друга. Устройство 48 комбинирования сигналов дополнительно содержит первый 48a и второй 48b фильтры валидации.

Оптические перекрестные помехи в первой и второй сцинтилляционных пластинах предпочтительно уменьшать, так как данные перекрестные помехи могут смазывать полученную интерференционную картину. В соответствии с данным вариантом осуществления предлагается применять материалы двух разных типов в соответствующих чередующихся сцинтилляционных пластинах в структурированном сцинтилляторе.

Пример двух разнотипных сцинтилляционных материалов, имеющих разные постоянные времени затухания будут, необязательно, BGO и LYSO, как описано ранее, хотя специалист найдет много других комбинаций сцинтилляционных материалов.

Каждый из типов разных сцинтилляционных материалов характеризуется значительно отличающейся постоянной времени затухания. Другими словами, возбуждение ячеек оптического детектирования в слое 46 оптических детекторов, расположенных под пластиной 44, будет приводить к накопленной картине запусков в зависимости от времени. Необязательно, каждая отдельная ячейка оптического детектора выполнена с возможностью регенерации независимо от других ячеек оптического детектирования множества детекторных ячеек. Следовательно, отдельные ячейки оптических детекторов могут запускаться несколько раз для единственного события взаимодействия с фотоном.

Амплитуда первого или второго выходных сигналов будет характеризоваться дискретными ступенями. Сигналы будут в полном масштабе зависеть от числа ячеек оптического детектирования на одну сцинтилляционную пластину.

В варианте осуществления, изображенном на фиг. 9, на каждую пластину (или, необязательно, по одному на каждый тип пластины внутри пикселя) обеспечены согласованные фильтры 48a, 48b. Согласованные фильтры допускают дискриминацию детектированного сигнала по субпикселям, чтобы распознавать, происходил ли сигнал из сцинтилляционной пластины непосредственно над субпикселем, или, наоборот, вызван ли сигнал оптическими перекрестными помехами из соседней сцинтилляционной пластины.

Необязательно, события, происхождение которых из надлежащей сцинтилляционной пластины не подтверждается цифровыми фильтрами 48a, 48b, исключаются.

Действительные события, которые идентифицированы цифровыми фильтрами 48a и 48b, и которые определены как возникшие из надлежащей пластины, используются для добавления в первый 50a и/или второй 50b выходной сигнал для данных конкретных сцинтилляционной пластины и субпикселя.

Необязательно, исключенные сигналы из субпикселя, расположенного под первой сцинтилляционной пластиной, подаются в фильтр (не показанный) для дополнительного типа сигнала. Следовательно, выходной сигнал, вызванный первой сцинтилляционной пластиной 44₁, может подаваться в детекторную цепь, соответствующую 44₂, а сигналы, определенные как вызванные пластиной, соседней с первой сцинтилляционной пластиной, подаются в детекторные цепи данных соседних пластин. Детекторные цепи

соседних пластин могут, необязательно, применять логические схемы совпадений (не показанные), чтобы проверять, вызван ли или нет сигнал, исключенный из первой сцинтилляционной пластины, одной из соседних пластин. Если определяется, что сигнал возник из одной из соседних пластин, то сигнал добавляется на выход данной соседней пластины.

Тем самым можно повысить отношение сигнала к шуму рентгеновского детектора 24.

В соответствии с вариантом осуществления (пример которого показан на фиг. 10) первого аспекта предлагается рентгеновский детектор 70. Рентгеновский детектор дополнительно содержит структурированный слой 72 цветных фильтров, расположенный между структурированным сцинтилляционным слоем 71 и слоем 74 оптических детекторов. Первый сцинтилляционный элемент 71₁ выполнен с возможностью испускания видимого излучения, имеющего первую длину волны, и второй сцинтилляционный элемент 71₂ выполнен с возможностью испускания видимого излучения, имеющего вторую длину волны. Структурированный слой 72 цветных фильтров выполнен с возможностью фильтрации первого и второго видимого излучения, имеющего соответствующие длины волн, перед детектированием в слое 74 оптических детекторов, чтобы уменьшать действие перекрестных помех слоя оптических детекторов.

На фиг. 10 представлено сквозное схематическое изображение рентгеновского детектора в соответствии с данным вариантом осуществления. Сцинтилляционные пластины 71₁, 71₃, 71₅ являются первым сцинтилляционным материалом, испускающим первую длину волны, и сцинтилляционные пластины 71₂, 71₄ и 71₆ являются вторым сцинтилляционным материалом, испускающим вторую длину волны. Соответствующие ячейки оптических детекторов в слое 74 оптических детекторов накрыты слоем 72 оптических фильтров. Слой 72 оптических фильтров содержит множество цветных фильтров первого и второго цветов, каждый из которых соответственно настроен на длину волны видимого излучения, испускаемого соответствующим вышерасположенным сцинтиллятором. Необязательно, ячейки 73₁, 73₂, 73₃, 73₄, 73₅, 73₆ оптических детекторов обеспечены в виде кремниевых фотоумножителей с активными или пассивными гасящими цепями (на фиг. 9 показаны с пассивными гасящими резисторами).

Фиг. 11 изображает альтернативный вариант осуществления, содержащий рентгеновский детектор 76, имеющий пиксель Р, содержащий структурированный сцинтилляционный слой 78, в котором первый набор структурированных сцинтилляторов 78₁, 78₃ и 78₅ выполнен из сцинтилляционного материала первого типа, и второй набор структурированных сцинтилляторов 78₂, 78₄ и 78₆ выполнен из сцинтилляционного материала второго типа. Сцинтилляционные материалы первого и второго типов имеют разные постоянные времени затухания. Слой оптических детекторов дополнительно содержит ячейку оптического детектора, содержащую один фотодиод на каждый пиксель Р. В качестве альтернативы, ячейка оптического детектора содержит кремниевый фотоумножитель с активной или пассивной гасящими цепями.

Слой 80 оптических детекторов содержит фотодиод 102, подсоединенный к работающей в режиме счета фотонов двухканальной входной электронной цепи, образующей устройство комбинирования сигналов. Работающая в режиме счета фотонов входная электронная цепь имеет первый канал 80a, чувствительный к первой постоянной времени затухания, и второй канал 80b, чувствительный к второй постоянной времени затухания. Следовательно, входные каналы могут разделять события, происходящие в сцинтилляционной пластине любого типа.

Быстродействующий канал 82 содержит первый усилитель 86 и первый формирователь 88, соединенные последовательно с дискриминатором 90 и первым счетчиком 92. Медленный канал 84 содержит второй усилитель 94, второй формирователь 96, соединенный последовательно со вторым дискриминатором 98 и вторым счетчиком 100.

Во время работы рентгеновский детектор 76, изображенный на фиг. 11, содержит быстродействующий формирующий канал 82, выполненный с возможностью формирования высоты импульса достаточной амплитуды для событий, которые происходят на высокоскоростном сцинтилляторе 78₁, 78₃ и 78₅. Сигнал из медленного сцинтиллятора 78₂, 78₄ и 78₆ будет вызывать значительный баллистический дефицит, допускающий исключение вклада из замедленного сцинтиллятора. Дискриминация высоты импульсов высокоскоростных сцинтилляторов позволяет учитывать число событий, возникающих в пластинах одинакового типа. Разность постоянных времени затухания сцинтилляторов является такой, что получающийся уровень гашения энергии из медленного сцинтиллятора является достаточно низким, чтобы не снижать значительно точность дискриминации высокоскоростных событий.

Медленный формирующий канал 84 формирует приемлемые сигналы на основании событий, порождаемых медленным сцинтиллятором. Необязательно, зарядовый усилитель характеризуется медленной скоростью нарастания выходного сигнала, вследствие чего отфильтровывает события, которые могут быть вызваны только высокоскоростными сцинтилляторами, что исключает чрезмерный фоновый заряд из высокоскоростного сцинтиллятора.

Описанные архитектуры с высоким и низким быстродействием способны разделять оптические фотоны, которые происходят из пластин структурированного сцинтиллятора, имеющих разные постоянные времени затухания. Необязательно обеспечено токовое зеркало 104 для мультипликации тока фотодиода I_{PD}.

В соответствии с настоящим вариантом осуществления устройство комбинирования сигналов считывает каналы по каждому пикселю P. Число каналов считывания, Необязательно, соответствует числу взаимодействий с фотонами сцинтиллятора каждого типа. Например, в изображенной системе со сцинтилляционными материалами двух типов будут обеспечены два канала считывания, считающие, каждый, число взаимодействий с фотонами из соответствующего отличающегося сцинтилляционного материала. Данная топология в особенности применима к электронным схемам счета фотонов, в которых регистрируется только число событий, без учета энергии рентгеновского фотона. Необязательно, рентгеновский детектор может быть полиэнергетическим детектором с сортировкой по энергетическим интервалам.

Необязательно, устройство комбинирования сигналов, показанное на фиг. 11, может быть предусмотрено в виде единственного каскада зарядового усилителя (CSA), общего для обоих формирователей. Каскад CSA имеет соединение с обоими формирователями 88 и 96. Специалисту будет очевидно, что можно использовать много разных топологий, имеющих функцию, подобную вышеописанной функции. Необязательно, при некотором размере пикселя и эквивалентной емкости конденсатора фотодиода, применение каскада CSA может быть необязательным. Если эквивалентная входная емкость достаточно мала, то каскады CSA можно полностью исключить, что обеспечивает однокаскадную топологию формирователя. В данном варианте осуществления требуется единственный фотодиод на каждый пиксель. Однако, в зависимости от выбранного типа сцинтиллятора и потока рентгеновского излучения, может быть обеспечена дополнительная

субпикселизация.

Необязательно обеспечено больше двух пластин структурированного сцинтиллятора на один шаг полос. Например, могут быть обеспечены три пластины структурированного сцинтиллятора на один шаг полос. В качестве альтернативы, могут быть обеспечены четыре пластины структурированного сцинтиллятора на один шаг полос. Число ячеек оптического детектирования, например, групп ячеек кремниевых фотоумножителей или фотодиодов следует увеличивать пропорционально, или, в качестве альтернативы, следует использовать сцинтилляторы с тремя или четырьмя разными постоянными времени или длинами волн сцинтилляции. Использование, по меньшей мере, трех точек дискретизации на один шаг полос исключает потребность в ступенчатом изменении фазы посредством перемещения дифракционной решетки G_0 источника или фазовой дифракционной решетки G_1 в крупногабаритной системе рентгеновской фазово-контрастной визуализации.

Необязательно, устройство комбинирования сигналов обеспечивает возможность считывания всех сигналов пластин или сигналов субпикселей в виде отдельных сигналов, вместо их суммирования внутри области одного пикселя. При отдельном считывании сигналов, субпиксель, соответствующий каждой пластине, будет иметь размеры порядка от 5 мкм до 20 мкм × 250 мкм. Затем можно выделить информацию о фазе и амплитуде посредством выполнения суммирования сигналов пластин в цифровой области. Приведенный подход допускает также работу с дробными долями шага пластин и шага полос, например, по 2,4 пластины на одну полосу. В цифровой области, умножение на косинус и синус ожидаемой частоты полос и последующее суммирование могут обеспечить точный суммарный сигнал.

Устройство 116 комбинирования сигналов и дополнительные варианты его осуществления могут быть выполнены множеством разных способов, которые будут описаны ниже.

Фиг. 5 изображает устройство комбинирования сигналов, состоящее из кремниевых фотоумножителей соседних субпикселей, включенных параллельно, чтобы суммировать выходные токи из соседних субпикселей. Данное устройство комбинирования сигналов состоит из проводки и внутрисхемного соединения между кремниевыми фотоумножителями, которые можно обеспечить, например, посредством металлических токопроводящих дорожек, осажженных на кремниевую подложку в процессе производства полупроводников.

Как показано на фиг. 8, устройство 116 комбинирования сигналов предусматривает сеть из шин и переключателей H_z и V_t . Взаимно дополняющее переключение переключателей H_z и V_t позволяет соседним субпикселям соединяться параллельно, таким же образом, как на фиг. 5, однако, изменение установок переключателей H_z и V_t вызывает поворот внутрисхемного соединения соседних субпикселей на 90° . Переключатели H_z и V_t могут быть выполнены, например, в виде интегральных кремниевых переключателей или интегральных аналоговых КМОП-переключателей.

Фиг. 9 изображает вариант осуществления, в котором чередующиеся субпиксели оптически связаны со сцинтилляционными пластинами 441, 442 двух типов, имеющих разные постоянные времени затухания. Первый фильтр 48a валидации событий и второй фильтр 48b валидации событий позволяют отделять оптические сигналы, которые введены некорректно, и соседний субпиксель (в качестве оптических перекрестных помех). Первый фильтр 48a валидации событий и второй фильтр 48b валидации событий могут быть выполнены в виде аналоговой цепи фильтрации, использующей, например, согласованные фильтры, соответствующие постоянной времени затухания

детектируемого сцинтилляционного материала.

В качестве альтернативы или в комбинации, сигналы детектирования из субпикселей могут быть преобразованы из аналогового в цифровой формат с использованием аналого-цифрового преобразователя (ADC). В таком случае, первый фильтр 48a валидации событий и второй фильтр 48b валидации событий будут обеспечены как цифровые фильтры в модуле цифровой обработки сигналов (DSP). Модуль DSP может быть выполнен в виде матрицы логических элементов с эксплуатационным программированием (FPGA) или специализированной интегральной схемы (ASIC). В качестве альтернативы или в комбинации, модуль DSP может быть выполнен в микропроцессоре или компьютерном процессоре.

Следовательно, устройство 116 комбинирования сигналов, описанное в вышеприведенных вариантах осуществления, можно обеспечить множеством разных способов, при сохранении раскрытой функции.

В соответствии со вторым аспектом предлагается интерферометр 110 для фазово-контрастной или темнопольной рентгеновской визуализации. Интерферометр содержит: структуру 112 фазовой решетки; и рентгеновский детектор 114a, 114b, 116 в соответствии с первым аспектом или его вариантами осуществления, описанными выше.

Структура фазовой решетки и рентгеновский детектор расположены на оптическом пути так, что структура фазовой решетки и структурированный сцинтилляционный слой рентгеновского детектора формируют интерферометрическое устройство для корреляции рентгеновского излучения.

Фиг. 3 изображает интерферометр в виде элементов, показанных на фиг. 1, охваченных скобкой 110.

В соответствии с третьим аспектом предлагается система 118 рентгеновской визуализации, содержащая: рентгеновский источник 120; интерферометр 110 в соответствии со вторым аспектом; и контроллер 122.

Контроллер 122 выполнен с возможностью приведения в действие рентгеновского источника 120, чтобы освещать представляющий интерес объект 126, размещаемый на оптическом пути, рентгеновским излучением 128. Рентгеновский детектор 114a, 114b интерферометра 110 выполнен с возможностью дискретизации и детектирования рентгеновского волнового фронта. Контроллер 122 выполнен с возможностью электронного считывания сигналов, представляющих интерференционную картину, из множества субпикселей рентгеновского детектора 114a, 114b, 116 интерферометра 110.

Фиг. 3 изображает систему 118 в виде элементов, охваченных скобкой 118.

Необязательно, контроллер 122 является встроенным компьютером, персональным компьютером РС или другим процессорным блоком, позволяющим управлять рентгеновской системой и обрабатывать выходную информацию.

Необязательно, система рентгеновской визуализации является инвертированной системой рентгеновской фазово-контрастной визуализации, в которой расстояние между дифракционной решеткой G_0 источника и фазовой дифракционной решеткой G_1 меньше расстояния между фазовой дифракционной решеткой G_1 и дифракционной решеткой G_2 анализатора.

Необязательно, система рентгеновской визуализации является системой рентгеновской фазово-контрастной визуализации, в которой расстояние между дифракционной

решеткой G_0 источника и фазовой дифракционной решеткой G_1 больше расстояния между фазовой дифракционной решеткой G_1 и решеткой G_2 анализатора.

5 Не обязательно, контроллер 122 выполнен с возможностью подготовки выходных данных рентгеновского изображения по сигналам, считываемым электронными средствами из устройства 116 комбинирования сигналов рентгеновского детектора 114a, 114b, 116, с использованием разнообразных алгоритмов реконструкции рентгеновского фазово-контрастного изображения. Контроллер 122 может отображать выходные данные рентгеновского изображения на дополнительно содержащемся дисплее контроллера (не показанном) или, в качестве альтернативы, может передавать 10 выходные данные рентгеновского изображения в сервер (не показанный) или систему PACS (архивирования и передачи изображений) (не показанную) для дальнейшего использования.

15 Не обязательно, рентгеновский источник 120 является когерентным рентгеновским источником.

20 Не обязательно обеспечивается вариант осуществления системы рентгеновской визуализации, имеющей два режима. Устройство 116 комбинирования сигналов рентгеновского детектора выполнена перестраиваемой в первый режим, в котором первый и второй выходные сигналы принимаются из первого набора соседних субпикселей, и перестраиваемой во второй режим, в котором в котором первый и второй выходные сигналы принимаются из второго набора соседних субпикселей, при этом первый и второй наборы субпикселей выставлены под углом друг относительно друга, что делает возможным накапливание субпикселей в разных направлениях, без регулировки положения рентгеновского детектора.

25 Не обязательно, угол, под которым выставлены первый и второй наборы субпикселей, равен 90° (другими словами, субпиксели первого и второго наборов субпикселей формируют прямоугольную сетку). Не обязательно, первый и второй наборы субпикселей выставлены под внутренним углом от 0° до 90° друг к другу. Не обязательно, первый и второй наборы субпикселей выставлены под внутренним углом от 0° до 80° друг к другу. Не обязательно, первый и второй наборы субпикселей выставлены под внутренним 30 углом от 0° до 60° друг к другу. Не обязательно, первый и второй наборы субпикселей выставлены под внутренним углом от 0° до 30° .

35 В данном варианте осуществления системы, рентгеновский источник 120 (и/или дифракционная решетка 124 источника (G_0), встроенная в рентгеновский источник 120) способны поворачиваться между первым осевым состоянием и вторым осевым состоянием вокруг оси, направленной из рентгеновского источника 120 к рентгеновскому детектору 114a, 114b, 116. Когда устройство 116 комбинирования сигналов рентгеновского детектора 114a, 114b, 116 перестраивают в его первый режим, рентгеновский источник 120 устанавливают в первое осевое состояние. Когда устройство 40 116 комбинирования сигналов рентгеновского детектора 114a, 114b, 116 перестраивают в его второй режим, рентгеновский источник 120 (и/или его дифракционную решетку 124 (G_0) источника) поворачивают во второе осевое состояние, которое повернуто, по существу, на 90° (хотя можно использовать диапазон других углов, как описано выше) по часовой стрелке или против часовой стрелки вокруг оси относительно первого 45 осевого состояния. Это дает возможность детектировать тонкую структуру по двум предпочтительным направлениям путем поворота рентгеновского источника 120 и/или дифракционной решетки 124 (G_0) источника.

В соответствии с четвертым аспектом предлагается способ 130 рентгеновской фазово-

контрастной визуализации и/или темнопольной рентгеновской визуализации, содержащий следующие этапы:

а) генерируют 132 рентгеновское излучение для исследования представляющего интерес объекта и направляют рентгеновское излучение к представляющему интерес объекту;

б) принимают на рентгеновском детекторе 134 рентгеновское излучение, которое модулировано по фазе представляющим интерес объектом;

с) преобразуют 136 модулированное рентгеновское излучение во множество оптических сигналов пластин с использованием структурированного сцинтилляционного слоя, содержащего множество пластин, расположенных с возможностью дискретизации падающей интерференционной картины;

д) детектируют 138 множество оптических сигналов пластин с использованием слоя оптических детекторов, оптически связанного со структурированным сцинтилляционным слоем, содержащим множество субпикселей, при этом каждый субпиксель выставлен с соответствующей пластиной структурированного сцинтилляционного слоя, чтобы детектировать соответствующий оптический сигнал пластины, испускаемый из соответствующей пластины структурированного сцинтилляционного слоя, причем слой оптических детекторов дополнительно содержит множество ячеек оптического детектирования, выполненных с возможностью выдачи множества сигналов детектирования в зависимости от наличия соответствующих оптических сигналов пластин;

е) электронно считывают 140 сигналы, представляющие интерференционную картину, из множества субпикселей с использованием устройства комбинирования сигналов, причем устройство комбинирования сигналов выполнена с возможностью получения по меньшей мере первого и второго выходных сигналов в виде комбинации сигналов детектирования ячеек оптического детектирования субпикселей, причем каждый из упомянутых по меньшей мере первого и второго выходных сигналов пропорционален амплитуде пространственного сигнала, обусловленной интерференционной картиной в падающем рентгеновском излучении, принятой на соответствующей пластине структурированного сцинтилляционного слоя, и причем сигнал пикселя рентгеновского детектора содержит по меньшей мере первый и второй выходные сигналы, полученные из по меньшей мере двух соседних субпикселей с разрешающей способностью дискретизации полос, определяемой шириной пластин.

Фиг. 12 представляет способ в соответствии с четвертым аспектом.

Необязательно обеспечивается вариант осуществления по четвертому аспекту, имеющий два режима. На этапе d1) устройство 116 комбинирования сигналов рентгеновского детектора перестраивают в первый режим, в котором первый и второй выходные сигналы принимаются из первого набора соседних субпикселей.

На этапе e1) сигналы, представляющие интерференционную картину в первом направлении, считывают электронными средствами из первого набора соседних субпикселей с использованием устройства комбинирования сигналов.

На этапе d2) устройство комбинирования сигналов рентгеновского детектора перестраивают во второй режим, в котором первый и второй выходные сигналы принимаются из второго набора соседних субпикселей, когда первый и второй наборы субпикселей выставлены под углом друг относительно друга.

На этапе e2), сигналы, представляющие интерференционную картину во втором направлении, считывают электронными средствами из второго набора соседних субпикселей с использованием устройства комбинирования сигналов.

Следует понимать, что возможно множество разных последовательностей этапов d1), d2), e1) и e2) считывания. Например, можно предпочесть последовательность d1), e1), d2), e2). В качестве альтернативы, можно применить последовательность d2), e2), d1), e1).

5 Необязательно, угол, под которым выставлены первый и второй наборы субпикселей, равен 90° (другими словами, субпиксели первого и второго наборов субпикселей формируют прямоугольную сетку). Необязательно, первый и второй наборы субпикселей выставлены под внутренним углом от 0° до 90° друг к другу. Необязательно, первый и второй наборы субпикселей выставлены под внутренним углом от 0° до 80° друг к другу.
10 друг к другу. Необязательно, первый и второй наборы субпикселей выставлены под внутренним углом от 0° до 60° друг к другу. Необязательно, первый и второй наборы субпикселей выставлены под внутренним углом от 0° до 30° .

В соответствии с пятым аспектом предлагается элемент компьютерной программы для управления системой рентгеновской визуализации по третьему аспекту, который,
15 будучи исполняемым процессорным блоком, выполнен с возможностью осуществления этапов способа по четвертому аспекту.

В соответствии с шестым аспектом предлагается машиночитаемый носитель, хранящий элемент компьютерной программы по пятому аспекту.

Следовательно, элемент компьютерной программы может храниться в компьютерном
20 устройстве, которое также может быть вариантом осуществления настоящего изобретения. Упомянутое компьютерное устройство может быть с возможностью выполнения или назначения выполнения этапов вышеописанного способа. Кроме того, компьютерное устройство может быть выполнено с возможностью управления компонентами вышеописанного устройства. Компьютерное устройство может быть
25 выполнено с возможностью управления в автоматическом режиме и/или выполнения команд пользователя. Компьютерная программа может быть загружена в рабочую память процессора данных. Следовательно, процессор данных может быть оборудован для выполнения способа по изобретению.

Данный примерный вариант осуществления изобретения охватывает как
30 компьютерную программу, которая содержит процедуру, установленную с самого начала, так и компьютерную программу, которая, посредством дополнения превращает существующую программу в программу, которая использует изобретение.

Компьютерная программа может храниться и/или распространяться на подходящем носителе, например, оптических носителях информации или твердотельных носителях,
35 поставляемых совместно с другой аппаратурой или в ее составе, но может также распространяться в других формах, например, по сети Интернет или с помощью других проводных или беспроводных телекоммуникационных систем. Однако компьютерная программа может также предоставляться по сети типа глобальной сети и может также загружаться в рабочую память процессора данных из такой сети.

40 В соответствии с дополнительным промерным вариантом осуществления настоящего изобретения предлагается носитель для предоставления элемента компьютерной программы к загрузке, при этом элемент компьютерной программы выполнен с возможностью выполнения способа в соответствии с одним из вышеописанных вариантов осуществления изобретения.

45 Следует отметить, что варианты осуществления изобретения описаны со ссылкой на разные предметы изобретения. В частности, некоторые варианты осуществления описаны со ссылкой на пункты формулы изобретения на способ, а другие варианты осуществления описаны со ссылкой на пункты формулы изобретения на устройство.

Однако специалист в данной области техники сделает вывод из вышеприведенного и последующего описания, что, если не указано иначе, следует считать, что в настоящей заявке, в дополнение к любой комбинации признаков, принадлежащих к одному типу предмета изобретения, раскрыты другие комбинации признаков, относящихся к другим предметам изобретения. Все признаки можно объединять, чтобы обеспечивать синергический эффект, который является больше, чем простой суммой признаков.

Хотя изобретение подробно представлено на чертежах и охарактеризовано в вышеприведенном описании, упомянутые чертежи и описание следует считать наглядными или примерными, а не ограничивающими. Изобретение не ограничено раскрытыми вариантами осуществления.

Специалистами в данной области техники, в процессе практического применения заявленного изобретения, на основании изучения чертежей, описания и прилагаемой формулы изобретения, могут быть разработаны и реализованы другие варианты раскрытых вариантов осуществления.

В формуле изобретения, формулировка «содержащий» не исключает других элементов или этапов, и признак единственного числа не исключает множественного числа. Единственный процессор или другой блок может выполнять функции нескольких элементов, перечисленных в формуле изобретения. Очевидное обстоятельство, что некоторые признаки упомянуты во взаимно различающихся зависимых пунктах формулы изобретения, не означает невозможность применения комбинации упомянутых признаков в подходящем случае. Никакие позиции в формуле изобретения нельзя считать ограничивающими объем изобретения.

(57) Формула изобретения

1. Рентгеновский детектор (24) для дискретизации интерференционной картины в падающем рентгеновском излучении при фазово-контрастной и/или темнопольной рентгеновской визуализации, содержащий:

структурированный сцинтилляционный слой (26), содержащий множество пластин ($26_1, \dots, 26_N$), выполненных с возможностью дискретизации интерференционной картины в падающем излучении и ее преобразования во множество оптических сигналов пластин;

слой (30) оптических детекторов, оптически связанный со структурированным сцинтилляционным слоем, содержащий множество субпикселей ($30_1, \dots, 30_N$), при этом каждый субпиксель выставлен с соответствующей пластиной структурированного сцинтилляционного слоя, чтобы детектировать соответствующий оптический сигнал пластины, испускаемый из соответствующей пластины структурированного сцинтилляционного слоя; и

устройство (32) комбинирования сигналов, выполненное с возможностью электронного считывания сигналов, представляющих интерференционную картину, из упомянутого множества субпикселей;

причем субпиксели дополнительно содержат множество ячеек (34) оптического детектирования, выполненных с возможностью выдачи множества сигналов детектирования в зависимости от наличия соответствующих оптических сигналов пластин; и

причем устройство (32) комбинирования сигналов выполнено с возможностью получения фазово-контрастного и/или темнопольного рентгеновских изображений в первом и втором направлениях детектирования без регулировки положения рентгеновского детектора (24) посредством генерации по меньшей мере первого и второго выходных сигналов в виде комбинаций сигналов детектирования ячеек

оптического детектирования слоя (30) оптических детекторов, причем каждый из упомянутых по меньшей мере первого и второго выходных сигналов пропорционален амплитуде пространственного сигнала, обусловленной интерференционной картиной в падающем рентгеновском излучении, принятой на соответствующей пластине структурированного сцинтилляционного слоя, и причем сигнал пикселя рентгеновского детектора содержит по меньшей мере первый (31_A) и второй (31_B) выходные сигналы, полученные из по меньшей мере двух соседних субпикселей с разрешающей способностью дискретизации полос, определяемой шириной пластин.

2. Рентгеновский детектор (24) по п. 1,

причем ячейка оптического детектирования содержит один или множество кремниевых фотоумножителей, выполненных с возможностью детектирования соответствующего оптического сигнала пластины, испускаемого из соответствующей пластины структурированного сцинтилляционного слоя.

3. Рентгеновский детектор (24) по одному из пп. 1 или 2,

причем устройство (32) комбинирования сигналов выполнено перестраиваемым в первый режим, в котором первый и второй выходные сигналы получаются из первого набора соседних субпикселей, и перестраиваемым во второй режим, в котором первый и второй выходные сигналы получаются из второго набора соседних субпикселей, при этом первый и второй наборы субпикселей выставлены под углом друг относительно друга, что делает возможным накапливание субпикселей в разных направлениях, без регулировки положения рентгеновского детектора.

4. Рентгеновский детектор (24) по одному из пп. 1 или 2,

причем упомянутое множество ячеек оптического детектирования (341) в одном субпикселе электрически соединены параллельно, чтобы генерировать во время работы сигнал, пропорциональный числу ячеек оптического детектирования, запускаемых оптическим излучением из пластины структурированного сцинтилляционного слоя.

5. Рентгеновский детектор (24) по п. 1,

причем структурированный сцинтилляционный слой (26) дополнительно содержит первый сцинтилляционный элемент и второй сцинтилляционный элемент, каждый из которых сформирован из разных сцинтилляционных материалов с отличающейся друг от друга постоянной времени затухания, и при этом устройство комбинирования сигналов дополнительно содержит первый и второй фильтр валидации событий, согласованный с этими разными постоянными времени затухания первого и второго сцинтилляционных элементов, чтобы распознавать, происходят ли или нет первый и второй сигналы оптических детекторов в результате оптических перекрестных помех.

6. Рентгеновский детектор (24) по п. 5,

причем устройство (32) комбинирования сигналов дополнительно содержит дополнительный фильтр валидации событий, связанный с каждым субпикселем, выполненный с возможностью выдачи сигнала, относящегося к оптическому излучению, из соседнего субпикселя в соседний субпиксель.

7. Рентгеновский детектор (24) по одному из предыдущих пунктов, дополнительно содержащий:

структурированный слой (72) цветных фильтров, расположенный между структурированным сцинтилляционным слоем и слоем оптических детекторов; при этом первый сцинтилляционный элемент выполнен с возможностью испускания видимого излучения, имеющего первую длину волны, и второй сцинтилляционный элемент выполнен с возможностью испускания видимого излучения, имеющего вторую длину волны, и структурированный слой цветных фильтров выполнен с возможностью

фильтрации первого и второго видимого излучения, имеющего соответствующие длины волн, перед детектированием в слое оптических детекторов, чтобы уменьшать действие перекрестных помех слоя оптических детекторов.

5 8. Рентгеновский детектор (24) по любому предыдущему пункту, дополнительно содержащий:

устройство изоляции сцинтилляторов, сформированное в структурированном сцинтилляционном слое в виде оптически изолирующей матрицы, окружающей каждую пластину, чтобы уменьшать действие перекрестных помех слоя оптических детекторов.

10 9. Рентгеновский детектор (24) по любому предыдущему пункту, причем ширина (W) пластины находится в диапазоне 0,5-50 микрон.

10. Рентгеновский детектор (24) по любому предыдущему пункту, причем структурированный сцинтилляционный слой (26) содержит третий или четвертый сцинтилляционный элемент и слой оптических детекторов содержит третий или четвертый субпиксель, каждый из которых оптически выставлен с третьим или
15 четвертым сцинтилляционным элементом, чтобы повысить разрешающую способность дискретизации полос.

11. Интерферометр (110) для фазово-контрастной или темнопольной рентгеновской визуализации, содержащий:

20 структуру (112) фазовой решетки и рентгеновский детектор (114a, 114b, 116) по одному из пп. 1-10,

при этом структура фазовой решетки и рентгеновский детектор расположены на оптическом пути так, что структура фазовой решетки и сцинтилляционный слой рентгеновского детектора формируют интерферометрическое устройство для корреляции рентгеновского излучения.

25 12. Система рентгеновской визуализации (118), содержащая:

- рентгеновский источник (120);
- интерферометр (110) по п. 11 и
- контроллер (122);

30 при этом контроллер выполнен с возможностью приведения в действие рентгеновского источника для подачи тем самым рентгеновского излучения к представляющему интерес объекту, размещаемому на оптическом пути; причем рентгеновский детектор интерферометра выполнен с возможностью дискретизации и детектирования рентгеновского волнового фронта, и причем контроллер выполнен с
35 возможностью электронного считывания сигналов, представляющих интерференционную картину, из упомянутого множества субпикселей рентгеновского детектора интерферометра.

13. Способ (130) рентгеновской фазово-контрастной визуализации и/или темнопольной рентгеновской визуализации, содержащий следующие этапы:

40 а) генерируют (132) рентгеновское излучение для исследования представляющего интерес объекта и направляют рентгеновское излучение к представляющему интерес объекту;

б) принимают (134) на рентгеновском детекторе рентгеновское излучение, которое модулировано по фазе представляющим интерес объектом;

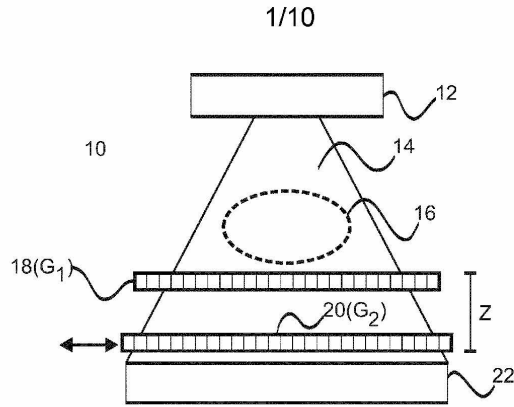
45 в) преобразуют (136) модулированное рентгеновское излучение во множество оптических сигналов пластин с использованием структурированного сцинтилляционного слоя, содержащего множество пластин, выполненных с возможностью дискретизации интерференционной картины в падающем излучении;

д) детектируют (138) упомянутое множество оптических сигналов пластин с

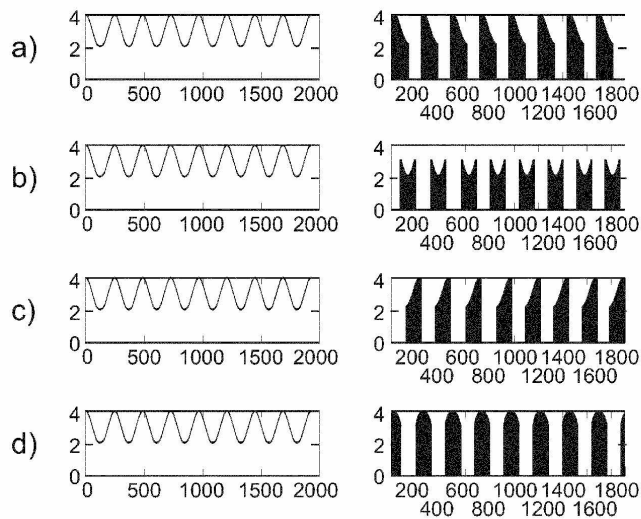
использованием слоя оптических детекторов, оптически связанного со структурированным сцинтилляционным слоем, содержащим множество субпикселей, при этом каждый субпиксель выставлен с соответствующей пластиной структурированного сцинтилляционного слоя, чтобы детектировать соответствующий оптический сигнал пластины, испускаемый из соответствующей пластины структурированного сцинтилляционного слоя, причем слой оптических детекторов дополнительно содержит множество ячеек оптического детектирования, выполненных с возможностью выдачи множества сигналов детектирования в зависимости от наличия соответствующих оптических сигналов пластин;

е) электронно считывают (140) сигналы, представляющие интерференционную картину, из упомянутого множества субпикселей с использованием устройства комбинирования сигналов, причем устройство комбинирования сигналов выполнено с возможностью получения фазово-контрастного и/или темнопольного рентгеновских изображений в первом и втором направлении детектирования без регулировки положения рентгеновского детектора, посредством генерации по меньшей мере первого и второго выходных сигналов в виде комбинации сигналов детектирования ячеек оптического детектирования слоя оптических детекторов, причем каждый из упомянутых по меньшей мере первого и второго выходных сигналов пропорционален амплитуде пространственного сигнала, обусловленной интерференционной картиной в падающем рентгеновском излучении, принятой на соответствующей пластине структурированного сцинтилляционного слоя, и причем сигнал пикселя рентгеновского детектора содержит по меньшей мере первый и второй выходные сигналы, полученные из по меньшей мере двух соседних субпикселей с разрешающей способностью дискретизации полос, определяемой шириной пластин.

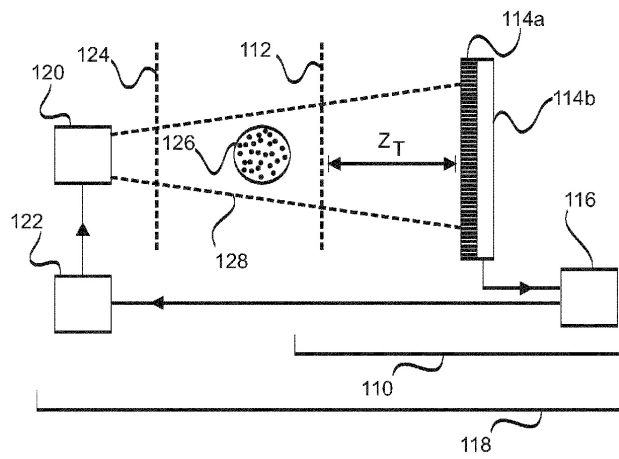
14. Машиночитаемый носитель, хранящий элемент компьютерной программы для управления системой рентгеновской визуализации по п. 12, который, будучи исполняемым процессорным блоком, выполнен с возможностью осуществлять этапы способа по п. 13.



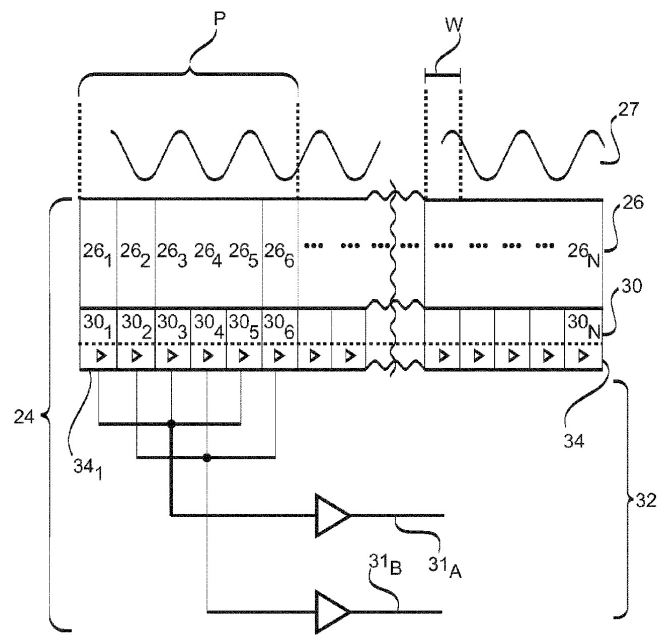
ФИГ. 1



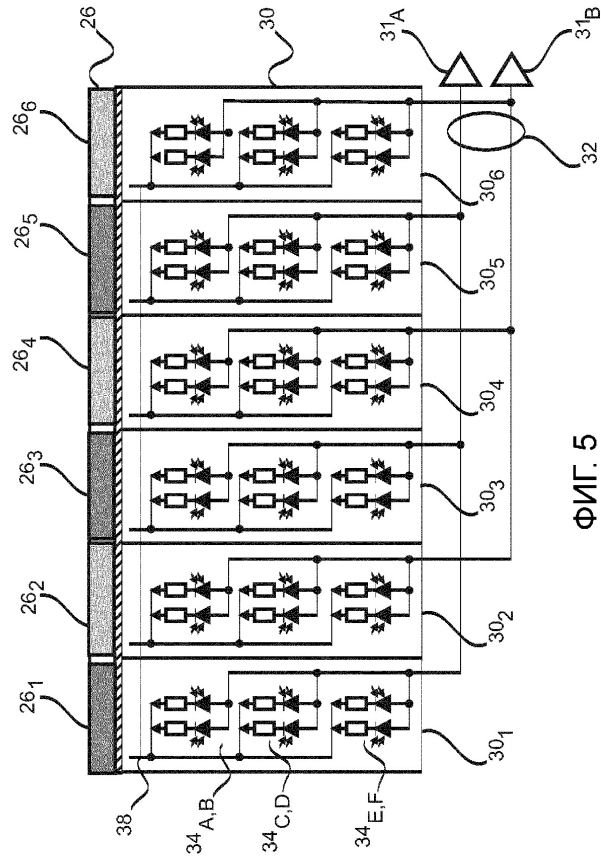
ФИГ. 2



ФИГ. 3

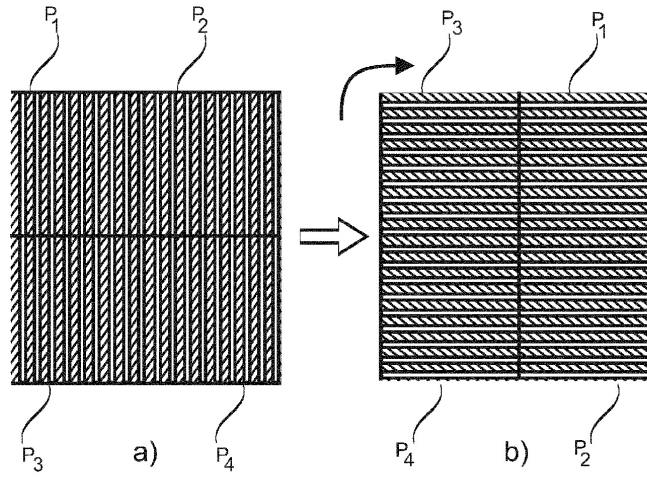


ФИГ. 4

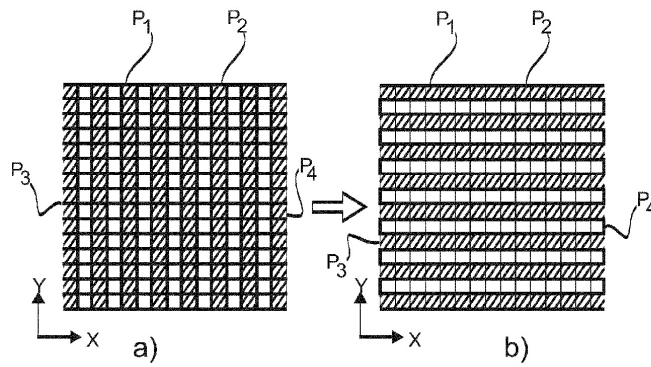


ФИГ. 5

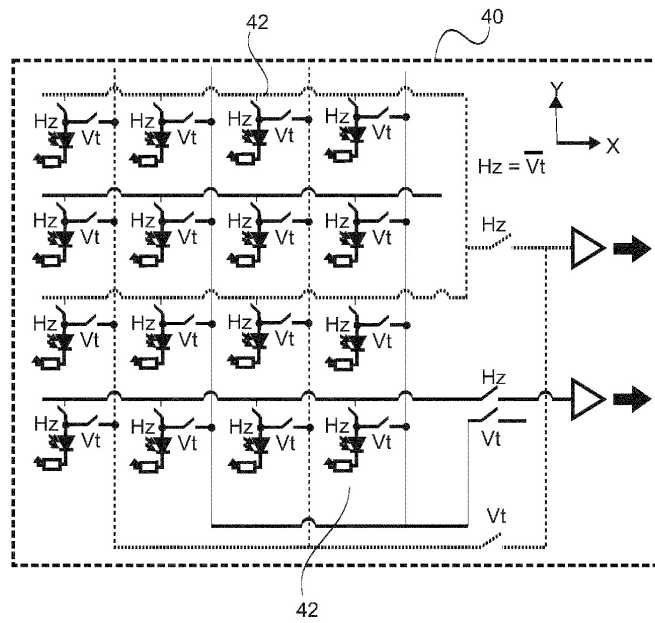
5/10



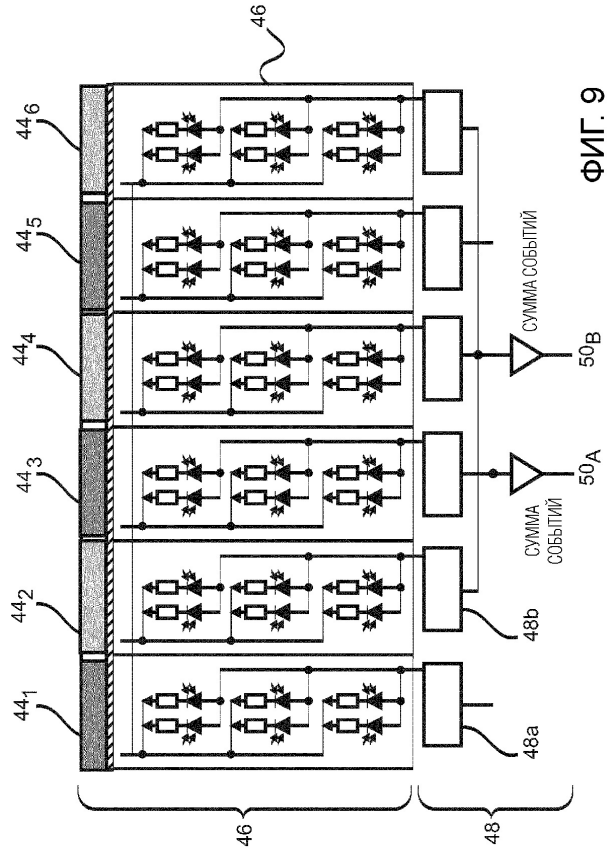
ФИГ. 6



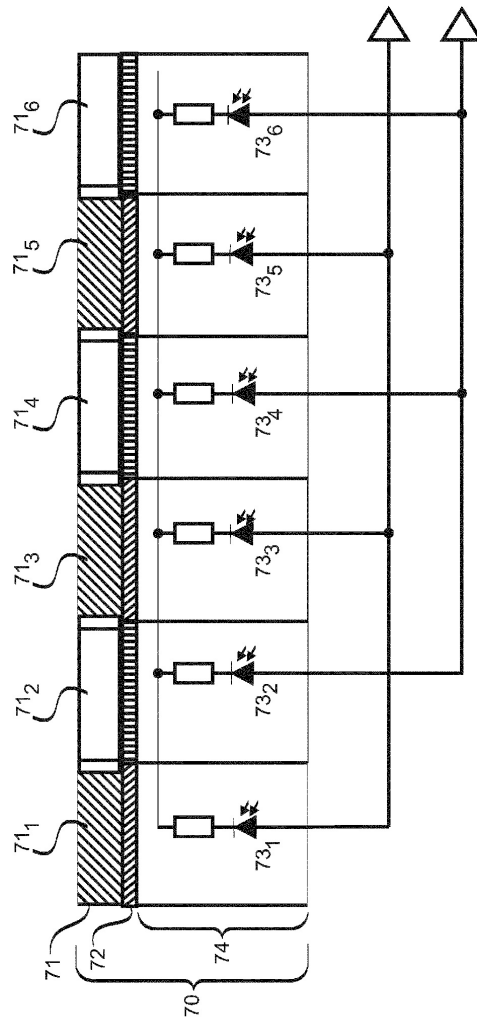
ФИГ. 7



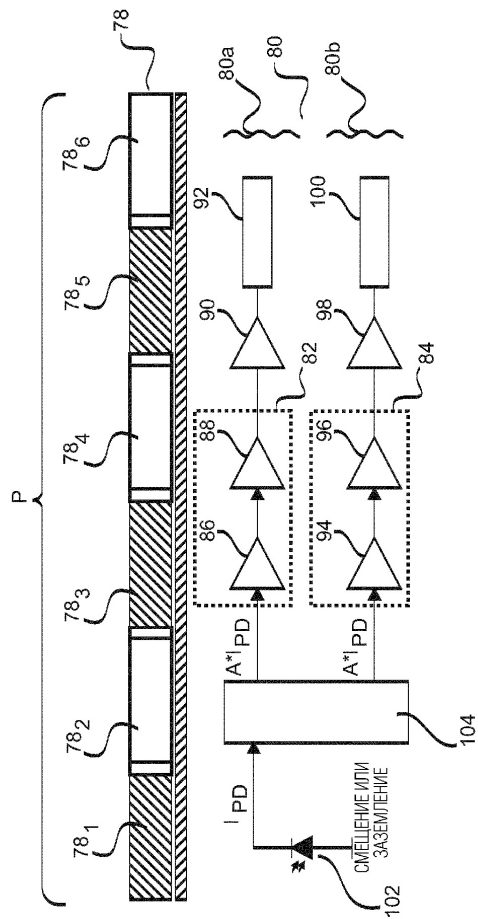
ФИГ. 8



8/10

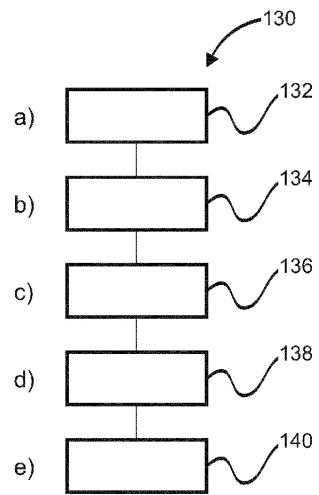


ФИГ. 10



ФИГ. 11

10/10



ФИГ. 12