



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ(21)(22) Заявка: **2010130183/28, 12.12.2008**(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
12.12.2008

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
20.12.2007 US 61/015,207(43) Дата публикации заявки: **27.01.2012** Бюл. № 3(45) Опубликовано: **10.08.2013** Бюл. № 22(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **US 2006056576 A1, 16.03.2006. US 6775564 B1, 10.08.2004. US 7170049 B2, 30.01.2007. US 6559453 B2, 06.05.2003. RU 2098799 C1, 10.12.1997.**(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: **20.07.2010**(86) Заявка РСТ:
IB 2008/055259 (12.12.2008)(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2009/083847 (09.07.2009)

Адрес для переписки:

**129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, стр.3,
ООО "Юридическая фирма Городисский и
Партнеры", А.В.Мицу**

(72) Автор(ы):

ВАЙНЕР Наор (IL)

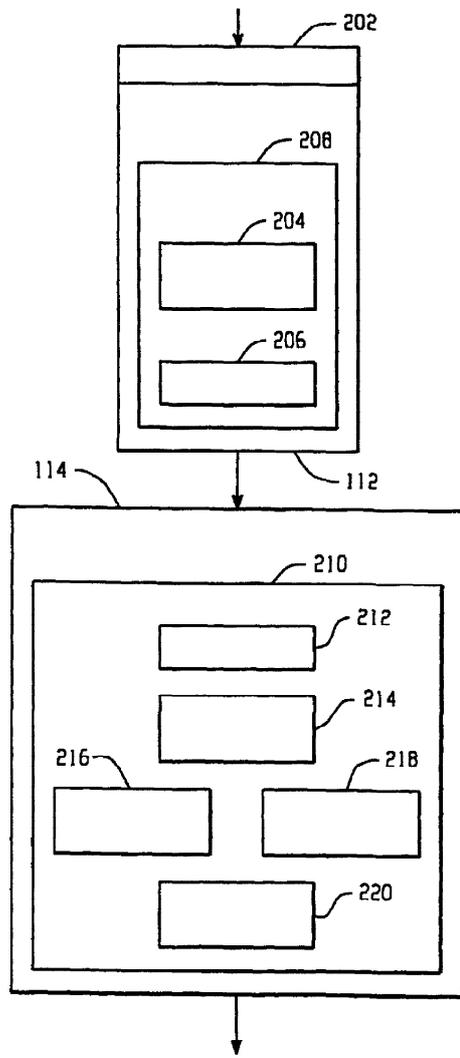
(73) Патентообладатель(и):

**КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС
ЭЛЕКТРОНИКС, Н.В. (NL)****(54) ИНТЕГРИРУЮЩИЙ ДЕТЕКТОР С РЕГИСТРАЦИЕЙ СЧЕТА**

(57) Реферат:

Изобретение относится к детектору, чувствительному к излучению, и находит конкретное применение в компьютерной томографии (КТ). Устройство получения медицинского изображения содержит фотодатчик (204), обнаруживающий фотон и формирующий сигнал, индицирующий его; анализатор (214) сигналов, который сортирует по энергии и подсчитывает сигнал, когда

анализатор (214) сигналов способен распознать сигнал в выходном сигнале фотодатчика (204), и который интегрирует выходной сигнал фотодатчика (204) за период интеграции, когда анализатор (214) сигналов не способен распознать сигнал в выходном сигнале фотодатчика (204). Технический результат - повышение качества получаемого изображения. 2 н. и 13 з.п. ф-лы, 5 ил.



Фиг. 2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(51) Int. Cl.
G01T 1/17 (2006.01)

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21)(22) Application: **2010130183/28, 12.12.2008**

(24) Effective date for property rights:
12.12.2008

Priority:

(30) Convention priority:
20.12.2007 US 61/015,207

(43) Application published: **27.01.2012 Bull. 3**

(45) Date of publication: **10.08.2013 Bull. 22**

(85) Commencement of national phase: **20.07.2010**

(86) PCT application:
IB 2008/055259 (12.12.2008)

(87) PCT publication:
WO 2009/083847 (09.07.2009)

Mail address:

**129090, Moskva, ul. B. Spasskaja, 25, str.3, OOO
"Juridicheskaja firma Gorodisskij i Partnery",
A.V.Mitsu**

(72) Inventor(s):

VAJNER Naor (IL)

(73) Proprietor(s):

**KONINKLEJKE FILIPS EħLEKTRONIKS, N.V.
(NL)**

RU 2 489 733 C2

RU 2 489 733 C2

(54) **COUNT RECORDING INTEGRATING DETECTOR**

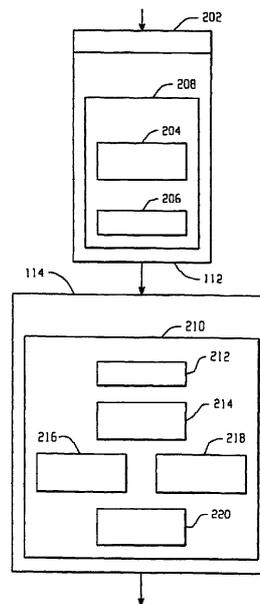
(57) Abstract:

FIELD: physics.

SUBSTANCE: medical imaging device has a photosensor (204), which detects a photon and generates a signal indicating said photon; a signal analyser (214) which counts and sorts signals according to energy when the signal analyser (214) is capable of detecting a signal in the output signal of the photosensor (204), and integrates the output signal of the photosensor (204) over the integration period when the signal analyser (214) is incapable of detecting a signal in the output signal of the photosensor (204).

EFFECT: high quality of the obtained image.

15 cl, 5 dwg



Фиг. 2

Область техники, к которой относится изобретение

Нижеследующая заявка относится к чувствительному к излучению детектору и находит конкретное применение в компьютерной томографии (КТ). Однако она также может использоваться в других применениях, связанных с получением медицинских изображений, и в применениях, связанных с получением немедицинских изображений.

Уровень техники

Сканер компьютерной томографии (КТ) включает в себя рентгеновскую трубку, излучающую полихроматическое излучение, проходящее через область исследования. Детекторная матрица, расположенная по дуге на стороне области исследования, противоположной рентгеновской трубке, обнаруживает излучение, проходящее через область исследования. Детекторная матрица генерирует сигнал, индицирующий область исследования. Устройство реконструктора реконструирует сигнал и генерирует объемные данные изображения, указывающие область исследования. Процессор изображений обрабатывает объемные данные изображений для генерации одного или более изображений области исследования.

С помощью сканера КТ, который включает в себя традиционный интегрирующий детектор или детектор непрямого преобразования, такой как детектор на основе гадолиния оксисульфида (GOS), результирующее изображение включает в себя пикселы, представленные с точки зрения значений шкалы серого, соответствующих относительной рентгенопроницаемости. Такая информация отражает характеристики ослабления сканированного предмета исследования и обычно показывает структуру, такую как анатомические структуры внутри пациента, физические структуры внутри неодушевленного объекта или тому подобное.

К сожалению, ослабление рентгеновского излучения при прохождении через заданный объект сильно зависит от энергии фотонов падающего рентгеновского излучения. Это физическое явление проявляется непосредственно в изображении как искажения увеличения жесткости пучка, такие как неоднородность, затенение, и полосы. Некоторые искажения увеличения жесткости пучка могут легко корректироваться, тогда как другие искажения увеличения жесткости пучка могут быть более трудными для коррекции. Кроме того, материал с высоким поглощением и низкой плотностью может приводить в изображении к той же самой КТ-плотности, что и материал с меньшим поглощением, но с высокой плотностью. Таким образом, информации о физическом составе сканированного объекта отсутствует совсем или существует очень мало информации, основанной исключительно на КТ-плотности.

Получение спектральных характеристик излучения обеспечивает больше информации, которая может использоваться для уменьшения искажений увеличения жесткости пучка, и предоставляет информацию о физическом составе сканированного объекта. Интегрирующие детекторы обычно плохо приспособлены для регистрации счета из-за низкого отношения сигнал-шум (SNR). Напротив, детекторы с прямым преобразованием с регистрацией счета, такие как детекторы на основе кадмия-цинк-теллурида (CdZnTe или CZT) или кадмия-теллурида (CdTe), могут получать спектральную информацию, например, посредством одновременного счета фотонов и измерения энергии фотонов.

Однако детекторы с регистрацией счета обычно плохо подходят для КТ-применений, так как такие детекторы обычно неспособны считать фотоны для потоков рентгеновских лучей выше десяти (10) мегаединиц счета в секунду (Мед. сч./с), а некоторые рентгеновские трубки могут выпускать больше, чем 10 Мед. сч./с,

например, 100 Мед. сч./с. Поток фотонов может быть уменьшен до уровня, при котором электронное устройство детектора с регистрацией счета может считать фотоны; однако, ослабление потока фотонов может также привести к снижению SNR, и, что более важно, к уменьшению динамического диапазона, что неприемлемо для КТ. Кроме того, детекторы прямого преобразования с регистрацией счета обычно мало пригодны для интегрирования из-за их высокого послесвечения.

Раскрытие изобретения

Варианты настоящей заявки относятся к вышеупомянутым и другим вопросам.

В соответствии с одним вариантом, чувствительная к излучению детекторная матрица включает в себя фотодатчик, который обнаруживает фотон и создающий индицирующий его сигнал. Чувствительная к излучению детекторная матрица также включает в себя анализатор сигналов, который сортирует по энергии и считает сигнал, когда анализатор сигналов способен распознать сигнал в выходном сигнале фотодатчика и который интегрирует выходной сигнал фотодатчика за период интеграции, когда анализатор сигналов не в состоянии распознать сигнал в выходном сигнале фотодатчика.

В соответствии с другим вариантом, устройство получения медицинских изображений содержит источник радиации, излучающий излучение, проходящее через область исследования и детекторную матрицу, которая обнаруживает излучение, проходящее через область исследования. Детекторная матрица включает в себя фотодатчик, который обнаруживает излучение и генерирует индицирующий его электрический сигнал. Устройство оцифровки создает цифровой выходной сигнал, который включает в себя цифровое представление электрического сигнала. Анализатор сигналов сортирует по энергии и подсчитывает цифровое представление электрического сигнала в цифровом выходном сигнале, когда анализатор сигналов способен распознать цифровое представление электрического сигнала в цифровом выходном сигнале, и интегрирует цифровой выходной сигнал, когда анализатор сигналов не в состоянии распознать цифровое представление электрического сигнала в цифровом выходном сигнале.

В соответствии с другим вариантом, способ включает в себя определение, могут ли оцифрованные импульсы в оцифрованном сигнале отличаться друг от друга, в котором каждый оцифрованный импульс соответствует энергии обнаруженного фотона из пучка излучения, испускаемого системой получения медицинских изображений. Способ дополнительно включает в себя оцифрованные импульсы с разрешением их по энергии, когда оцифрованные импульсы отличаются друг от друга. Способ дополнительно включает в себя интеграцию цифрового сигнала, когда оцифрованные импульсы не могут быть отличены друг от друга.

Краткое описание чертежей

Изобретение может принимать форму различных компонент и расположения компонент, а также различных этапов и порядка этапов. Чертежи служат только в целях иллюстрации предпочтительных вариантов осуществления и не должны толковаться как ограничивающие изобретение.

Фиг. 1 - устройство получения медицинских изображений.

Фиг. 2 - пример детекторной матрицы и пример компонента обработки сигнала устройства получения медицинских изображений.

Фиг. 3 - блок-схема последовательности выполнения операций.

Фиг. 4 - оцифрованные импульсы для относительно низкого потока рентгеновского излучения.

Фиг. 5 - оцифрованные импульсы для относительно высокого потока рентгеновского излучения.

Осуществление изобретения

5 Первоначально, со ссылкой на фиг. 1, сканер 100 компьютерной томографии (КТ) включает в себя стационарное гентри 102, которое неподвижно в том смысле, что оно обычно неподвижно во время сканирования. Однако стационарное гентри 102 может быть выполнено с возможностью наклона и/или иначе с возможностью перемещения.

10 Система 100 компьютерной томографии (КТ) также включает в себя вращающееся гентри 104, которое соединено с стационарным гентри 102 с возможностью вращения. Вращающееся гентри 104 вращается вокруг области 106 исследования по продольной оси или по z оси 108.

15 В проиллюстрированном варианте осуществления, источник 110 излучения, такой как рентгеновская трубка, поддерживается и вращается с помощью вращающегося гентри 104 вокруг области 106 исследования.

20 Источник 110 излучения испускает полихроматическое излучение, проходящее через область 106 исследования. В другом варианте осуществления система 100 КТ является неподвижным сканером с одним или больше источниками 110 излучения, поддерживаемыми стационарным гентри 102.

25 Чувствительная к излучению детекторная матрица 112 обнаруживает фотоны, испускаемые источником 110 излучения, проходящее через область 106 исследования. Чувствительная к излучению детекторная матрица 112 включает в себя многочисленные ряды чувствительных к излучению фотодатчиков, расположенных в направлении оси z, и многочисленные столбцы чувствительных к излучению фотодатчиков, расположенных в поперечном направлении. Также рассматривается конфигурация детекторной матрицы с одиночным рядом.

30 В проиллюстрированном варианте осуществления, чувствительная к излучению детекторная матрица 112 включает в себя фотодатчик на основе сцинтиллятора, такой как фотодиод, оптически соединенный со сцинтиллятором, причем фотодатчик и электронное устройство формирования сигнала расположены на одной интегральной схеме. Чувствительная к излучению детекторная матрица 112 генерирует электрический сигнал, такой как электрические токи или напряжения, индицирующий обнаруженное излучение. В других вариантах осуществления может использоваться другой детектор с непрямым преобразованием или детектор с прямым преобразованием, которые непосредственно создают электрический сигнал, индицирующий обнаруженный фотон. К примерам соответствующих детекторов с прямым преобразованием относятся детекторы на основе CZT, CdTe, оксида свинца (II) (PbO), HgI.

45 Сигнальный процессор 114 обрабатывает сигнал, сгенерированный чувствительной к излучению детекторной матрицей 112. Как описано ниже более подробно, сигнальный процессор 114 включает в себя электронное устройство, которое определяет, могут ли индивидуальные импульсы быть распознаны в сигнале на основе формы сигнала, созданного чувствительной к излучению детекторной матрицей 112. Если сигнальный процессор 114 определяет, что индивидуальные импульсы могут быть распознаны, то сигнальный процессор 114 работает в режиме счета и разрешения по энергии (сортировки энергии и счеты) на индивидуальные импульсы для каждого периода интеграции. Если сигнальный процессор 114 определяет, что индивидуальные импульсы не могут быть распознаны, то сигнальный процессор 114 работает в режиме интеграции и интегрирует полную энергию сигнала в течение каждого периода

интеграции.

Сигнальный процессор 114 может также генерировать цифровой сигнал выбора времени, соответствующий импульсу. Сигнал выбора времени может быть сгенерирован как сигнал восходящей ветви дискриминатора, где сигналом является сигнал, который больше заданного значения, или как сигнал дискриминации с постоянной частью, где сигналом является часть максимума сигнала.

Реконструирующее устройство 116 реконструирует проекционные данные, поступающие от детекторов, для генерации объемных данных, представляющих внутреннюю анатомию пациента. Процессор 118 изображений обрабатывает объемные данные изображений, сгенерированные реконструирующим устройством 116, для отображения в понятной человеку форме. Ложе 120 пациента, такое как медицинская кушетка, поддерживает пациента в области 106 исследования. Ложе 120 пациента может перемещаться вдоль оси 108 z, координируясь с вращением вращающегося гентри 104, чтобы облегчить спиральные, осевые или другие желательные траектории сканирования.

В качестве консоли оператора служит универсальная компьютерная система 122. Консоль 122 оператора включает в себя устройства вывода, пригодные для понимания человеком, такие как устройство отображения и/или принтер, и устройства ввода, такие как клавиатура и/или "мышь". Программное обеспечение, постоянно установленное на консоли 122, позволяет оператору управлять работой системы 100, например, предоставляя оператору возможность выбрать протокол сканирования, начинать сканирование, прекращать сканирование, просматривать и/или манипулировать объемными данными изображения и/или как-либо иначе взаимодействовать с системой 100.

На фиг. 2 дополнительно показана детекторная матрица 112 и компонент 114 обработки сигнала. Детекторная матрица 112 включает в себя чувствительный к излучению фотодатчик 204, который обнаруживает излучение, проходящее через область 106 исследования. Детекторная матрица 112 содержит скинтиллятор 202 и фотодатчик 204. Альтернативно, может использоваться единственный детектор прямого преобразования, чтобы преобразовывать рентгеновское излучение в электрические сигналы.

В показанном на чертеже примере скинтиллятор 202 является быстродействующим скинтиллятором. Например, скинтиллятор 202 может иметь время послесвечения в диапазоне от приблизительно нуля (0) наносекунд (нс) до приблизительно сорока (40) нс с низким послесвечением. Также скинтиллятор 202 может создавать фотоны от приблизительно двадцати (20) до шестидесяти (60) фотонов на каждый кэВ падающей энергии в случае рентгеновского излучения. Примерами таких скинтилляторов являются скинтилляторы на основе $\text{Lu}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}:\text{Pr}$ (LUAG), $\text{LuAlO}_3:\text{Ce}$ (LuAp), $\text{Lu}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$ (LSO), $\text{Lu}_2\text{Si}_2\text{O}_7:\text{Ce}$ (LPS), LaBr, LaCl.

Показанный на чертеже фотодатчик 204 является высококачественным фотодиодом или другим фотодатчиком. Например, показанный на чертеже фотодатчик 204 имеет низкий темновой ток, низкую емкость и высокое удельное сопротивление. Например, показанный на чертеже датчик 204 может иметь емкость в диапазоне пятнадцати (15) пикофарад или меньше и удельное сопротивление, равное или больше одного гигаома (1 ГΩ). Также рассмотрены фотодатчики с различными характеристиками емкости и/или удельного сопротивления. Датчик фотонов может также быть лавинным фотодиодом (APD) или другим датчиком фотонов, который содержит умножение носителей для увеличения сигнала.

Детекторная матрица 112 также включает в себя усилитель 206. Показанный на чертеже усилитель 206 является усилителем с широкой полосой пропускания.

Например, показанный на чертеже усилитель 206 может иметь полосу пропускания один гигагерц (1 ГГц) или больше, например, десять (10) ГГц. Также рассматриваются усилители с более узкой шириной полосы пропускания.

Как показано, фотодатчик 204 и усилитель 206 расположены на одной и той же подложке 208. Вследствие этого, электрические соединения между датчиком 204 и усилителем 206 могут быть короче, в сравнении с конфигурацией, в которой датчик 204 и усилитель 206 расположены на разных подложках. В результате, отношение "сигнал-шум" (SNR) может быть более высоким по сравнению с конфигурацией, в которой датчик 204 и усилитель 206 расположены на разных подложках. Подложка 208 может быть кремниевой подложкой или подложкой другого типа.

Компонент 114 обработки сигнала включает в себя специализированную интегральную схему (ASIC) 210. ASIC 210 содержит устройство 212 оцифровки, такое как аналогово-цифровой преобразователь (ADC). В проиллюстрированном варианте осуществления устройство 212 оцифровки является быстродействующим цифровым ADC. Например, устройство 212 оцифровки может быть устройством оцифровки, работающим на частоте сто (100) мегагерц (МГц), 1 ГГц или 10 ГГц.

ASIC 210 дополнительно включает в себя цифровой анализатор 214 сигналов. Анализатор 214 сигналов определяет, работает ли ASIC 210 в режиме счета или в режиме интеграции. Анализатор 214 сигналов определяет по сигналу от детекторной матрицы 112, является ли уровень потока рентгеновского излучения таким, что индивидуальные импульсы могут быть подсчитаны. В показанном на чертеже варианте осуществления анализатор 214 сигналов использует нейронную сеть прямого распространения, обученную при низком потоке рентгеновских лучей и высоких потоках рентгеновских лучей, для определения, могут ли быть распознаны индивидуальные импульсы. Обычно, индивидуальные импульсы могут подсчитываться для относительно низких потоков и не могут подсчитываться для относительно высоких потоков.

ASIC 210 дополнительно включает в себя электронное устройство 216 счета и интегрирующее электронное устройство 218. Электронное устройство 216 счета сортирует по энергии и подсчитывает импульсы для каждого периода интеграции, когда анализатор 214 сигналов определяет, что индивидуальные импульсы могут быть подсчитаны. Интегрирующее электронное устройство 218 интегрирует объединенные импульсы за каждый период интеграции, когда анализатор 214 сигналов определяет, что индивидуальные импульсы не могут быть подсчитаны. Альтернативно, интегрирующее электронное устройство 218 может быть активировано для получения интегрированного значения для каждого периода интеграции. Поскольку интеграция является цифровой, цифровые коррекции могут применяться, чтобы устранить смещение и нелинейности.

ASIC 210 также включает в себя электронное устройство 220 считывания.

В проиллюстрированном примере, ASIC 210 является цифровой ASIC, причем и устройство 212 оцифровки и анализатор 214 сигналов расположены на ASIC. Это может уменьшить стоимость по сравнению с ASIC со смешанным сигналом без устройства 212 оцифровки, которая может быть более дорогостоящей для производства. В другом варианте осуществления устройство оцифровки может быть частью подложки 208 или усилитель 206 может быть частью ASIC 201.

Последовательность выполнения операций описывается со ссылкой на фиг. 3. На этапе 302 излучение, проходящее через область исследования, попадает на сцинтиллятор 202, создающий свет, индицирующий энергию излучения.

На этапе 304 чувствительный к излучению фотодатчик 204 принимает свет и генерирует сигнал, индицирующий обнаруженное излучение. Сигнал может быть электрическим сигналом, таким как электрический ток или электрическое напряжение.

На этапе 306 усилитель 206 создает импульс, индицирующий энергию принятого излучения. Импульс может быть импульсом электрического тока или импульсом электрического напряжения, имеющим пиковую амплитуду, индицирующую энергию обнаруженного фотона.

На этапе 308 устройство 212 оцифровки создает оцифрованный сигнал, включающий в себя импульс.

На этапе 310 анализатор 214 сигналов принимает оцифрованный сигнал и определяет, может ли импульс быть распознан в оцифрованном сигнале. Как отмечалось выше, в поясняемом варианте осуществления используется обученная нейронная сеть.

На фиг. 4 и 5 показаны оцифрованные импульсы соответственно для относительно низкого и высокого потоков излучения.

Со ссылкой на фиг. 4, первая ось 402 представляет уровень электрического тока, и вторая ось 404 представляет время. Конец периода интеграции указан ссылкой позицией 406. Как показано на фиг. 4, для относительно низких потоков излучения, выходной сигнал схемы ASIC 210 может содержать отдельные оцифрованные импульсы 408 и 410, которые могут быть распознаны.

Со ссылкой на фиг. 5, первая ось 502 представляет уровень электрического тока, вторая ось 504 представляет время и конец периода интеграции, указывается ссылкой позицией 506. Как показано на фиг. 5, для относительно более высоких потоков, индивидуальные импульсы в оцифрованном сигнале не могут быть распознаны.

Возвращаясь к фиг. 3, если индивидуальные оцифрованные импульсы могут быть распознаны, то на этапе 312 электронное счетное устройство 216 сортирует по энергии оцифрованные импульсы и на этапе 316 электронное устройство 216 подсчитывает оцифрованные импульсы. Например, для каждого оцифрованного импульса 408 и 410 электронное счетное устройство 216 суммирует выборки в оцифрованных импульсах, чтобы вычислить приблизительную полную энергию оцифрованного импульса, и количество импульсов для каждой другой энергии подсчитывается и запоминается для каждого периода 406 интеграции.

В противном случае, на этапе 318 интегрирующее электронное устройство 218 интегрирует оцифрованный сигнал, полученный от устройства 212 оцифровки. Например, интегрирующее электронное устройство 218 может суммировать выборки в оцифрованном сигнале 508 за период 506 интеграции, чтобы сгенерировать полную энергию за период 506 интеграции. Этот режим может быть активирован для каждого события, независимо от того, возможно ли должным образом дифференцировать индивидуальные события.

На этапе 320 обработанный сигнал считывается электронным считывающим устройством 220.

Обсуждение вариантов

В проиллюстрированном варианте осуществления, схема ASIC 210 показана отдельной от детекторной матрицы 112. В другом варианте осуществления ASIC 210

является частью детекторной матрицы 112.

В обсуждавшемся выше варианте осуществления устройство 212 оцифровки, анализатор 214 сигналов, счетная схема 216, интегрирующая схема 218 и электронное устройство 220 считывания располагаются на одной и той же ASIC 210. Однако, в
5 другом варианте осуществления, по меньшей мере, одно из следующих устройств: устройство 212 оцифровки, анализатор 214 сигналов, счетная схема 216, интегрирующая схема 218 или электронное устройство 220 считывания, располагаются на разных интегральных схемах.

10 Как описано выше, ASIC 210 работает либо в режиме счета, либо в режиме интеграции, основываясь на уровне рентгеновского излучения. В другом варианте осуществления ASIC 210 работает в двойном режиме при относительно низких потоках излучения, при которых ASIC 210 как подсчитывает, так и интегрирует оцифрованный сигнал, создаваемый устройством 212 оцифровки.

15 В другом варианте осуществления анализатор 214 сигналов определяет, могут ли индивидуальные импульсы быть распознаны из сигнала, созданного устройством 212 оцифровки, посредством распознавания перехода от спадающего уровня сигнала к нарастающему уровню сигнала. Например, анализатор 214 сигналов может
20 определить, преодолевается ли при таком переходе заданный пороговый уровень. Если при переходе порог преодолевается, анализатор 214 сигналов определяет, что индивидуальные импульсы могут быть распознаны, а если при переходе порог не преодолевается, анализатор 214 сигналов определяет, что индивидуальные импульсы не могут быть распознаны.

25 В другом варианте осуществления, для определения, могут ли бы индивидуальные импульсы быть распознаны для сигнала, созданного устройством 212 оцифровки, используется вероятностный подход. Например, для определения степени корреляции между сигналом, созданным устройством 212 оцифровки и индивидуальными
30 оцифрованными сигналами могут использоваться способы на корреляционной основе.

Варианты осуществления были описаны здесь в связи с применениями для получения медицинских изображений с помощью компьютерной томографии. Однако следует понимать, что изобретение может дополнительно или альтернативно
35 использоваться для других применений при получении медицинских изображений и/или для применений при получении немедицинских изображений, для которых желательно охватить спектральные варианты излучения.

Варианты осуществления были описаны здесь на основе детектора 112, содержащего сцинтиллятор 202 и фотодатчики 204. Однако следует понимать, что
40 может использоваться любой детектор, пригодный для обнаружения излучения, в том числе, детекторы прямого преобразования.

В случае, когда индивидуальные импульсы могут быть распознаны, из оцифрованного сигнала может генерироваться временной сигнал посредством либо дискриминации нарастающего сигнала или дискриминации постоянной части. Этот
45 сигнал выбора времени может использоваться при измерении совпадений в сканерах КТ и томографии с позитронной эмиссией (PET). Такой детектор может использоваться как в сканерах КТ, так и в сканерах ПЭТ. Точность сигнала выбора времени может также зависеть от частоты оцифровки. Оцифровка при частоте
50 десять (10) ГГц может привести к теоретической точности 200 пс, которая применима для TOF PET.

Изобретение было описано со ссылкой на предпочтительные варианты осуществления. Модификации и изменения могут делаться после прочтения и

понимания предшествующего подробного описания. Имеется в виду, что изобретение истолковывается как содержащее в себе все такие модификации и изменения настолько, насколько они попадают в объем прилагаемой формулы изобретения или ее эквивалентов.

5

Формула изобретения

1. Устройство получения медицинского изображения, содержащее:

фотодатчик (204), обнаруживающий фотон и формирующий сигнал, индицирующий

10 его;

анализатор (214) сигналов, который сортирует по энергии и подсчитывает сигнал, когда анализатор (214) сигналов способен распознать сигнал в выходном сигнале фотодатчика (204), и который интегрирует выходной сигнал фотодатчика (204) за период интеграции, когда анализатор (214) сигналов не способен распознать сигнал в

15

2. Устройство по п.1, дополнительно включающее в себя:

электронное устройство (206), принимающее сигнал и создающее выходной сигнал, включающий в себя импульс, индицирующий энергию обнаруженного фотона, в

20

котором анализатор (214) сигналов сортирует по энергии и считает импульс, когда анализатор (214) сигналов способен распознать импульс в выходном сигнале электронного устройства (206), и интегрирует выходной сигнал электронного устройства (206) за период интеграции, когда анализатор (214) сигналов не способен распознать импульс в выходном сигнале электронного устройства (206); и

25

3. Устройство по п.1, дополнительно включающее в себя устройство (212)

оцифровки, которое оцифровывает выходной сигнал фотодатчика (204), в котором анализатор (214) сигналов анализирует оцифрованный выходной сигнал, чтобы

30

определить, может ли сигнал быть распознан в оцифрованном выходном сигнале.

4. Устройство по п.3, в котором анализатор (214) сигналов использует нейронную сеть, чтобы определить, может ли сигнал быть распознан в оцифрованном выходном сигнале, в котором нейронная сеть обучается с помощью данных, включающих в себя

35

цифровые импульсы, соответствующие низким потокам рентгеновского излучения, и цифровые импульсы, соответствующие высоким потокам рентгеновского излучения.

5. Устройство по п.3, дополнительно включающее в себя цифровую интегральную схему ASIC (210), причем и устройство (212) оцифровки, и анализатор (214) сигналов

40

расположены на цифровой интегральной схеме ASIC (210).

6. Устройство по п.1, в котором фотодатчик (204) включает в себя фотодиод с емкостью в диапазоне от приблизительно 0 до приблизительно 15 пФ и с удельным сопротивлением, по меньшей мере, приблизительно 1 ГОм.

7. Устройство по п.6, в котором электронное устройство (206) включает в себя усилитель с шириной полосы пропускания от приблизительно 1 ГГц до

45

приблизительно 10 ГГц.

8. Устройство по п.7, в котором устройство (212) оцифровки включает в себя аналогово-цифровой преобразователь с выборкой на частоте приблизительно 100

50

МГц.

9. Устройство по п.1, в котором чувствительная к излучению детекторная матрица (112) работает в режиме подсчета фотонов, когда поток рентгеновского излучения, соответствующий обнаруженным фотонам, равен или меньше 10

мегаединиц счета в секунду, и чувствительная к излучению детекторная матрица (112) работает в режиме интеграции, когда поток рентгеновского излучения, соответствующий обнаруженным фотонам, больше 10 мегаединиц счета в секунду.

5 10. Устройство по п.1, в котором чувствительная к излучению детекторная матрица (112) является частью сканера (100) компьютерной томографии.

11. Устройство по п.1, в котором чувствительная к излучению детекторная матрица (112) является частью сканера позитрон-эмиссионной томографии.

12. Способ индцирования энергии фотона, содержащий:

10 определение, могут ли оцифрованные импульсы быть отличены друг от друга в оцифрованном сигнале, в котором каждый оцифрованный импульс соответствует энергии обнаруженного фотона из пучка излучения, испускаемого системой (100) получения медицинских изображений;

15 разрешение оцифрованных импульсов по энергии, когда оцифрованные импульсы могут быть отличены друг от друга; и

интеграция цифрового сигнала, когда оцифрованные импульсы не могут быть отличены друг от друга.

20 13. Способ по п.12, дополнительно включающий в себя интеграцию цифрового сигнала, когда оцифрованные импульсы могут быть отличены друг от друга.

14. Способ по п.12, дополнительно включающий в себя использование нейронной сети для определения, могут ли оцифрованные импульсы быть отличены друг от друга.

25 15. Способ по п.12, дополнительно включающий в себя разрешение по энергии оцифрованных импульсов и интеграцию цифрового сигнала, когда оцифрованные импульсы могут быть отличены друг от друга.

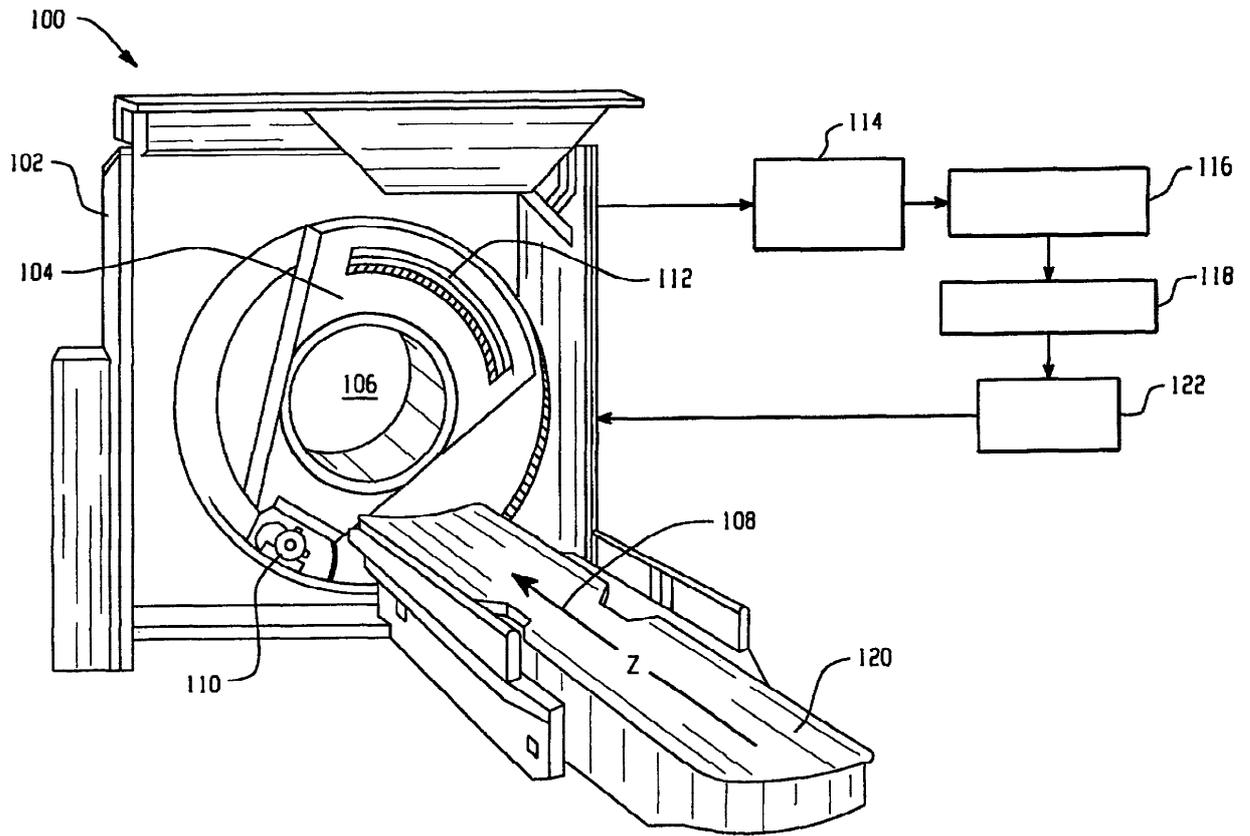
30

35

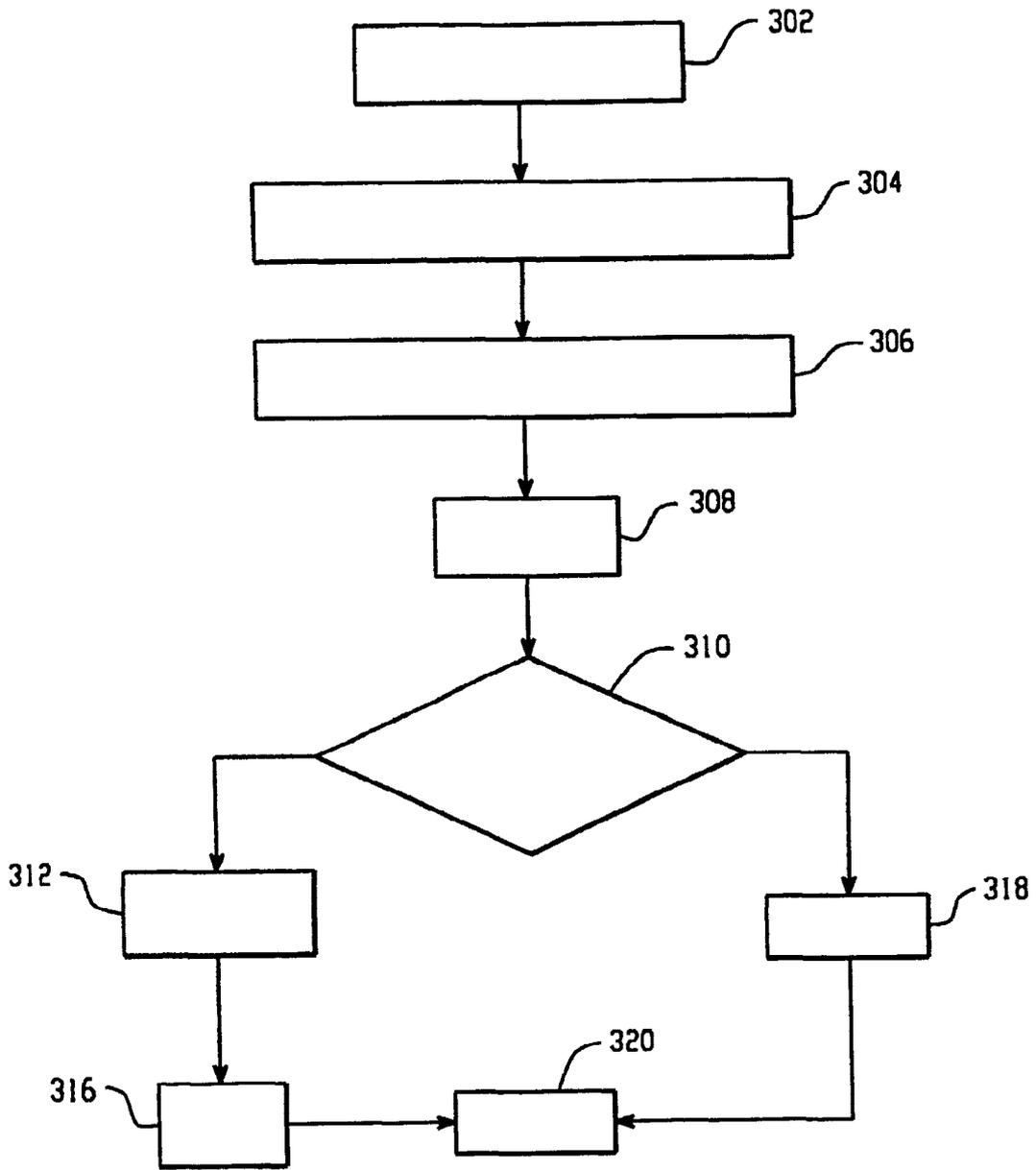
40

45

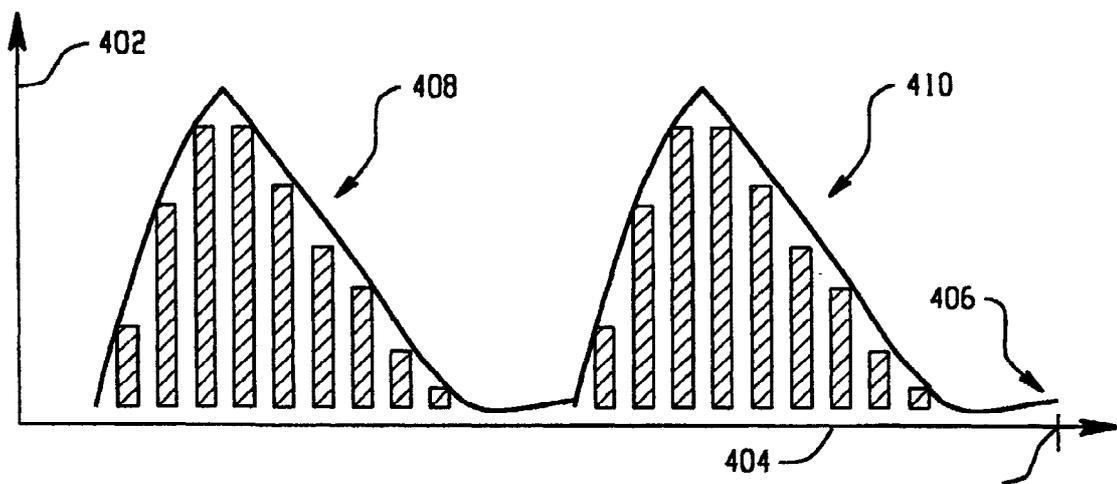
50



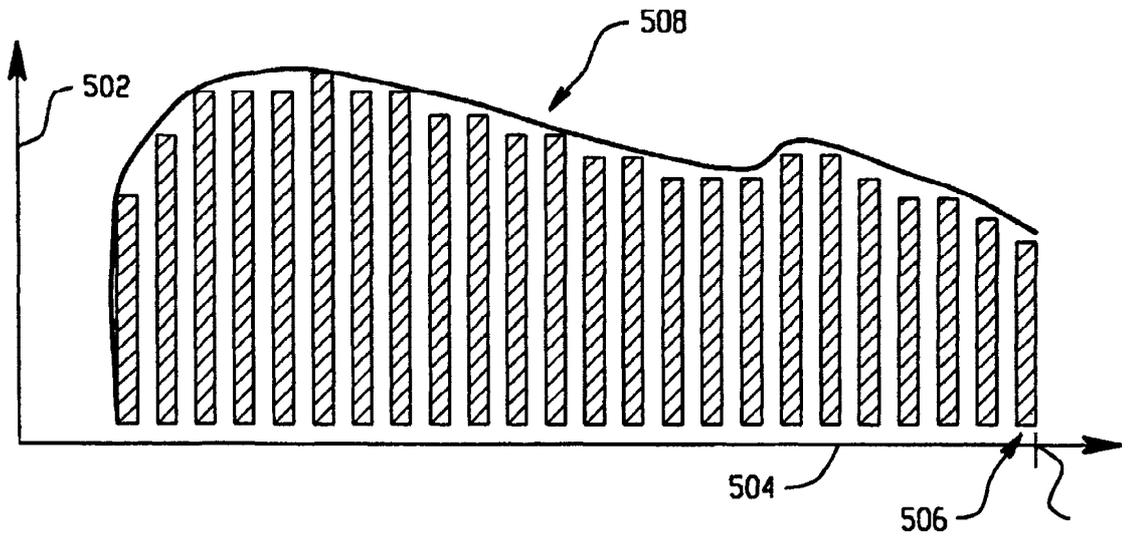
Фиг. 1



Фиг. 3



Фиг. 4



Фиг. 5