



(19) RU⁽¹¹⁾ 2 153 233⁽¹³⁾ C2
(51) МПК⁷ H 04 N 5/30

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

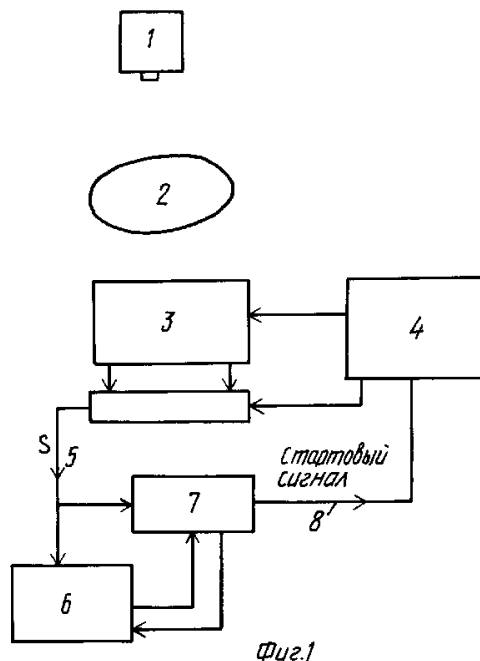
(21), (22) Заявка: 96115384/09, 31.07.1996
(24) Дата начала действия патента: 31.07.1996
(30) Приоритет: 01.08.1995 GB 9515762.4
(46) Дата публикации: 20.07.2000
(56) Ссылки: EP 0415075 A1, 06.03.1991. ХРОМОВ Л.И. и др. Твердотельное телевидение. - М.: Радио и связь, 1986, с.78-84. SU 907868, 23.02.1982. RU 2040862 C1, 27.07.1995. EP 0357944 C1, 14.03.1990. EP 0279294 C1, 24.08.1988.
(98) Адрес для переписки:
129010, Москва, ул. Большая Спасская 25, стр.3, ООО "Городисский и Партнеры", Емельянову Е.И.

(71) Заявитель:
И-И-ВИ ЛИМИТЕД (GB)
(72) Изобретатель: Морком Кристофер Джон (GB)
(73) Патентообладатель:
И-И-ВИ ЛИМИТЕД (GB)

(54) УСТРОЙСТВО ФОРМИРОВАНИЯ ИЗОБРАЖЕНИЯ

(57)

В устройстве формирования изображения, предназначенном для использования при внутриоральной стоматологии, на формирователь твердотельного изображения непрерывно подаются засечки времени в течение периода ожидания до облучения от источника рентгеновского излучения. Получаемый в приборе с зарядовой связью сигнал сравнивается с пороговым значением в блоке для определения начала облучения источником рентгеновского излучения, которое проявляется в виде быстрого изменения уровня сигнала. Пороговые условия изменяются, следуя изменениям условий окружающей среды и, в частности, изменениям температуры, учитывая увеличение темнового тока с ростом температуры. Это позволяет устанавливать пороговый уровень, при котором прибор с зарядовой связью запускается на начало получения изображения, на относительно низкую величину, тем самым минимизируя риск ошибочного запуска, что и является достигаемым техническим результатом. 2 с. и 8 з.п. ф-лы, 4 ил.





(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 153 233** ⁽¹³⁾ **C2**
(51) Int. Cl.⁷ **H 04 N 5/30**

RUSSIAN AGENCY
FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21), (22) Application: 96115384/09, 31.07.1996

(24) Effective date for property rights: 31.07.1996

(30) Priority: 01.08.1995 GB 9515762.4

(46) Date of publication: 20.07.2000

(98) Mail address:
129010, Moskva, ul. Bol'shaja Spasskaja 25,
str.3, OOO "Gorodisskij i Partnery",
Emel'janovu E.I.

(71) Applicant:
I-I-VI LIMITED (GB)

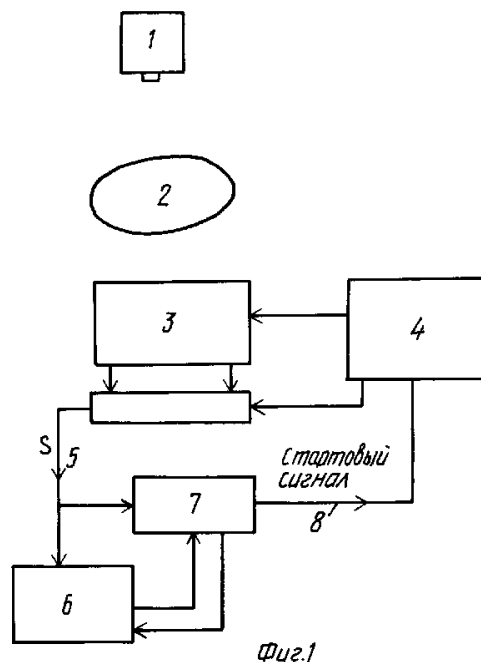
(72) Inventor: Morkom Kristofer Dzhon (GB)

(73) Proprietor:
I-I-VI LIMITED (GB)

(54) **DEVICE FOR IMAGE GENERATION**

(57) Abstract:

FIELD: medical devices. SUBSTANCE: solid body image generator receives sequence of time samples during waiting time before radiation by X-ray source. Signal, which is received by charge-coupled device, is compared to threshold value in unit, which detects start of X-ray radiation. This is represented by rapid alteration of signal level. Threshold detection conditions alter according to alterations in environment state, including temperature alterations taking into account shadow current increase with temperature increase. This results in possibility to set threshold value, upon which charge-coupled device is started at moment, when image is received, by relatively low value. EFFECT: minimal probability of false start. 10 cl, 4 dwg



Изобретение касается устройства формирования изображения, и в частности, твердотельных изображений, которые включают чувствительные к излучению элементы детекторов.

Для стоматологических и других медицинских целей было предложено использовать приборы с зарядовой связью (ПЗС) и другие типы детекторов твердых тел, использующих рентгеновское излучение для исследования структурных характеристик пациента. В устройстве ПЗС заменена пленка, используемая в предыдущих системах, и обеспечена возможность достигать формирования изображений в реальном масштабе времени наряду с легче управляемой и меньшей дозой рентгеновских лучей при экспонировании.

В одной известной системе устройство ПЗС используется перорально (внутриорально) и электрически связано с источником рентгеновского излучения. Когда на источник рентгеновского излучения подается электропитание, стартовая посылка передается по проводочной связи в устройство ПЗС и на его схему управления для начала получения и считывания изображения. В других системах источник рентгеновского излучения и устройство ПЗС не имеют физической связи. Близко к области формирования изображения прибора ПЗС располагают дополнительный датчик для обнаружения энергии рентгеновского излучения. При обнаружении появления энергии рентгеновского излучения датчик посылает сигнал на схему управления ПЗС для начала формирования изображения.

В другой системе устройство ПЗС осуществляет непрерывное считывание до облучения рентгеновскими лучами. Сигнал, получаемый из ПЗС, сравнивается с опорным уровнем сигнала. Если он превышает опорный уровень, начинается этап работы ПЗС для получения изображения.

Настоящее изобретение касается создания улучшенного устройства формирования изображения, которое с успехом используется для рентгенологической диагностики в стоматологии, где устройство формирования изображения располагают внутриорально, но предполагается, что его также можно использовать для других медицинских или диагностических целей, а кроме того, его можно выгодно применять для использования не в медицине.

В соответствии с изобретением предлагается устройство формирования изображения, содержащее формирователь твердотелого изображения, включающий чувствительные к радиации детекторные элементы, средство, предназначенное для использования сигнала, полученного из детекторных элементов при проверке порога, средство для инициирования получения изображения, когда проверка порога удовлетворительна, и средство, предназначенное для изменения порогового уровня при изменении условий окружающей среды.

Устройства типа приборов ПЗС генерируют тепловой сигнал, известный как темновой ток. Во время периода ожидания, например, в системе рентгеновского излучения до рентгеновского экспонирования,

устройство формирования изображения генерирует темновой ток, который использует мощность сигнала устройства и даже может полностью заполнить ее, не оставляя места для полезной информации. В начале рентгеновского излучения устройство должно быть освобождено от заряда, который оно удерживает из-за шума, для обеспечения возможности инициирования получения изображения.

Темновой ток приблизительно удваивается каждые 7°C в кремниевых устройствах и при стоматологическом использовании, приборы ПЗС можно использовать при рабочей температуре вплоть до 40°C . В ранее известных системах, в которых выходной сигнал сравнивался с опорным уровнем, необходимо устанавливать эту опорную величину на относительно высокий уровень, чтобы обеспечить возможность появления сигналов от темновых токов при 40°C и других шумовых характеристик. Это важно при условии экспоненциального роста темнового тока с ростом температуры. Если опорный уровень установлен слишком низким, в результате может быть получен ложный запускающий сигнал, вызывающий слабое изображение и требующий повторного экспонирования.

При применении изобретения используется пороговая проверка, которую можно непрерывно изменять для приспособления к изменяющимся условиям окружающей среды. Следовательно, не нужно первоначально устанавливать пороговый уровень на большую величину, если этого не требуют условия окружающей среды. Непосредственно перед конкретным рентгеновским облучением прибор ПЗС может иметь температуру, например 20°C , но не 40°C , до которой может подняться спустя некоторое время или вовсе не подняться, хотя теоретически эта температура может быть достигнута. Поскольку уровень минимизирован до величины, необходимой для конкретных условий, начало рентгеновского излучения определяется гораздо быстрее и надежнее, чем в известной прежде системе. Следовательно, доза рентгеновского излучения, которой подвергается пациент, также минимизируется, так как получение изображения начинается ближе к началу импульса рентгеновского излучения. Быстрое изменение сигнала, получаемого с элементов детектора, показывает начало подлежащего отображению излучения и начало получения изображения. Сигнал можно получать непосредственно с элементов детектора или можно сначала обработать его определенным образом.

Изобретение, в частности, выгодно использовать для рентгеновского обследования пациентов для стоматологических или других медицинских обследований типа маммографии, так как оно позволяет снизить дозу рентгеновского облучения до минимального уровня. Это удовлетворяет требованиям строгого соблюдения мер охраны здоровья и безопасности, благодаря отсутствию ненужного воздействия рентгеновского облучения, которое не используется при создании изображения, без увеличения риска потери изображения и необходимости

повторения процедуры.

Хотя изобретение полезно для стоматологического обследования из-за температурных ограничений, также возможно эффективное использование в других областях медицины. Кроме того, изобретение можно использовать, например, в системах нерентгеновского формирования изображения типа устройств, где контролю подлежит оптическое излучение, или для других типов высокоэнергетического излучения.

Изменение порогового условия в большинстве случаев происходит из-за изменений температуры окружающей среды. Однако при некоторых применениях может контролироваться внешняя засветка и соответственно изменяться пороговый уровень. Дополнительное преимущество изобретения заключается в том, что пороговый уровень также будет изменяться так, чтобы учитывать увеличение темнового тока, который появляется при формировании твердотельных изображений при воздействии ионизирующим излучением типа рентгеновского.

В одном варианте осуществления изобретения средство, предназначенное для изменения порогового уровня при изменении условий окружающей среды, включает сравнение полученного из детекторного элемента сигнала с пороговым уровнем и изменение порогового уровня в соответствии с изменениями детектируемого сигнала. В другом варианте устройства получаемый с детекторных элементов сигнал сравнивается с полученным прежде сигналом для получения разницы в течение полученным прежде сигналом для получения разницы в течение известного короткого промежутка времени, и разница сравнивается с установленным пороговым уровнем. Хотя в этом случае пороговый уровень устанавливается на фиксированном значении, сравнение для определения разницы между прежним и текущим сигналами используется для компенсации изменений температуры и, следовательно, изменений порогового условия.

В дальнейшем изобретение поясняется конкретным вариантом его воплощения со ссылкой на прилагаемые чертежи, на которых:

фиг. 1 иллюстрируется блок-схему устройства рентгеновского формирования изображения, предназначенного для внутриорального стоматологического использования, согласно изобретению;

фиг. 2 более подробно иллюстрирует часть показанного на фиг. 1 устройства, согласно изобретению;

фиг. 3 представляет диаграмму работы устройства, согласно изобретению;

фиг. 4 изображает часть соответствующего изобретению вариант выполнения альтернативного устройства, согласно изобретению.

Источник 1 (фиг. 1) рентгеновских лучей предназначен для облучения зуба или другого объекта 2, изображение которого хотят получить, за которым размещен датчик 3 ПЗС. Датчик 3 ПЗС содержит матрицу чувствительных детекторных элементов, которые накапливают заряд в зависимости от интенсивности падающего на них излучения.

Используя управляющие сигналы с блока управления 4, накопленный заряд можно синхронизировать сигналами с элементов датчика в выбранные моменты времени для образования сигнала S на выходе 5, который представляет диаграмму направленного излучения, падающего на детектор 3. При отсутствии излучения сигнал S по существу будет обусловлен темновым током и другим шумом.

Сигнал S поступает в схему 6 обработки сигналов и на блок 7 сравнения. Блок 7 сравнения осуществляет сравнение для определения, имеется ли быстрое изменение величины сигнала, которое показывает, что источник рентгеновского излучения 1 включен. Когда это происходит, по выходной линии 8 передается стартовый сигнал на блок управления 4 для начала получения изображения устройством 3. До облучения с помощью источника рентгеновского излучения с блока управления 4 подается напряжение на электроды ПЗС для непрерывной подачи засечек времени для заряда, накапливаемого на элементах датчика, в линию 5. Блок сравнения 7 подсоединен также к блоку обработки сигналов 6 для того, чтобы обеспечить возможность принимать им информацию для обработки изображения, когда проверка показывает, что источник рентгеновского излучения облучает объект 2.

Более подробно часть блока обработки сигналов 6 показана на фиг. 2. Сигнал S в линии 5 сначала поступает на фильтр нижних частот 9 с длинной постоянной времени. Это удаляет из сигнала любые кратковременные флуктуации, включая действие пульсации рентгеновских лучей, и обеспечивает сигнал, который отслеживает долговременное среднее значение сигнала S при изменении условий окружающей среды.

Затем отфильтрованному сигналу фильтром нижних частот сообщается положительное смещение (V_0) со схемы смещения 10 для генерирования опорного сигнала, который затем подается на блок сравнения 7.

При нормальных условиях выходной сигнал из блока сравнения 7 будет низким из-за напряжения смещения V_0 . Однако, когда поступает импульс рентгеновского излучения, сигнал S быстро возрастает. Действие фильтра нижних частот 9 предотвращает быстрое увеличение опорного сигнала, и, следовательно, выходной сигнал блока сравнения 7 становится высоким, показывая, что начинается получение изображения.

Блок сравнения 7 продолжает прием сигнала по линии 5 во время получения изображения и определяет, когда источник рентгеновского излучения отключится в конце периода облучения.

Фиг. 3 представляет диаграмму работы устройства. Временное разрешение фильтра 9 выбрано значительно больше, чем длительность T_x передаваемого импульса рентгеновского излучения.

Альтернативное устройство, используемое для получения непрерывно изменяемого порогового уровня, показанного на фиг. 4, которое можно использовать вместо показанного на фиг. 1 блока сравнения 7. В этом устройстве сигнал S в линии 5, полученный с выхода прибора ПЗС, подают

на запоминающее средство 12, имеющее две секции 12a и 12b. Величина текущего сигнала запоминается в части 12a запоминающего средства, а предыдущее значение перемещается в часть 12b. Две величины сигнала вычитаются в блоке 13 для получения разности, показывающей изменение величины сигнала в течение времени между двумя выборками. Эта разность сравнивается с фиксированным пороговым значением Т в блоке сравнения 14. Уровень Т устанавливается на величину, которая больше, чем ожидается для изменений между двумя значениями сигнала, обусловленными исключительно тепловыми воздействиями и другими изменениями условий окружающей среды, но значительно меньше, чем изменение, которое появляется в начале облучения рентгеновскими лучами. Выходной сигнал блока сравнения 14 подается на блок управления 4 для начала получения изображения, когда обнаруживается появление рентгеновского излучения. Следовательно, в этом случае, хотя пороговая величина Т фиксированная, сигнал, который сравнивается с ней, непрерывно изменяется в соответствии с изменениями, обусловленными тепловыми воздействиями и другими шумовыми причинами, и, таким образом, условия пороговой проверки изменяются с изменениями условий окружающей среды.

Формула изобретения:

1. Устройство формирования изображения, содержащее твердотельный формирователь изображения, включающий чувствительные к излучению детекторные элементы, средство для проверки порогового уровня, средство для изменения порогового уровня, полученного при проверке порогового уровня в соответствии с изменениями условий окружающей среды, и средство для инициирования получения изображения с помощью формирователя изображения, когда проверка порогового уровня удовлетворительна.

2. Устройство формирования изображения по п.1, включающее средство сравнения сигнала, полученного с детекторных элементов, с пороговым уровнем для осуществления пороговой проверки.

3. Устройство формирования изображения

по п.2, в котором средство для изменения порогового уровня включает средство сравнения, предназначенное для сравнения сигнала, полученного с детекторных элементов, с пороговым уровнем, и изменения порогового уровня в соответствии с изменениями сигнала.

4. Устройство по п.2, в котором средство для изменения порогового уровня включает средство сравнения, предназначенное для сравнения сигнала, полученного с детекторных элементов, с сигналом, полученным прежде с детекторных элементов, и определения разности, которая сравнивается с пороговым уровнем.

5. Устройство по любому из предыдущих пунктов, в котором твердотельный формирователь изображения представляет собой прибор с зарядной связью (ПЗС).

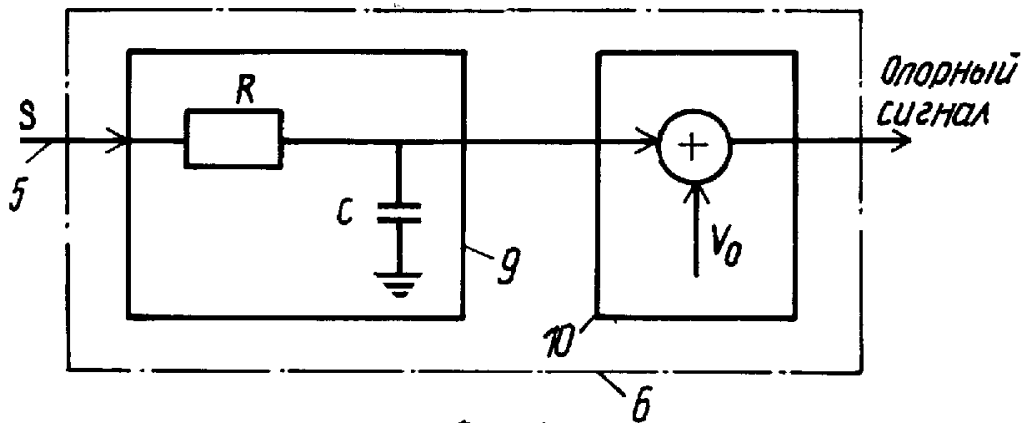
6. Устройство по любому из предыдущих пунктов, которое приспособлено для внутриорального применения.

7. Устройство по любому из предыдущих пунктов, в котором твердотельный формирователь изображения используется для детектирования рентгеновского излучения.

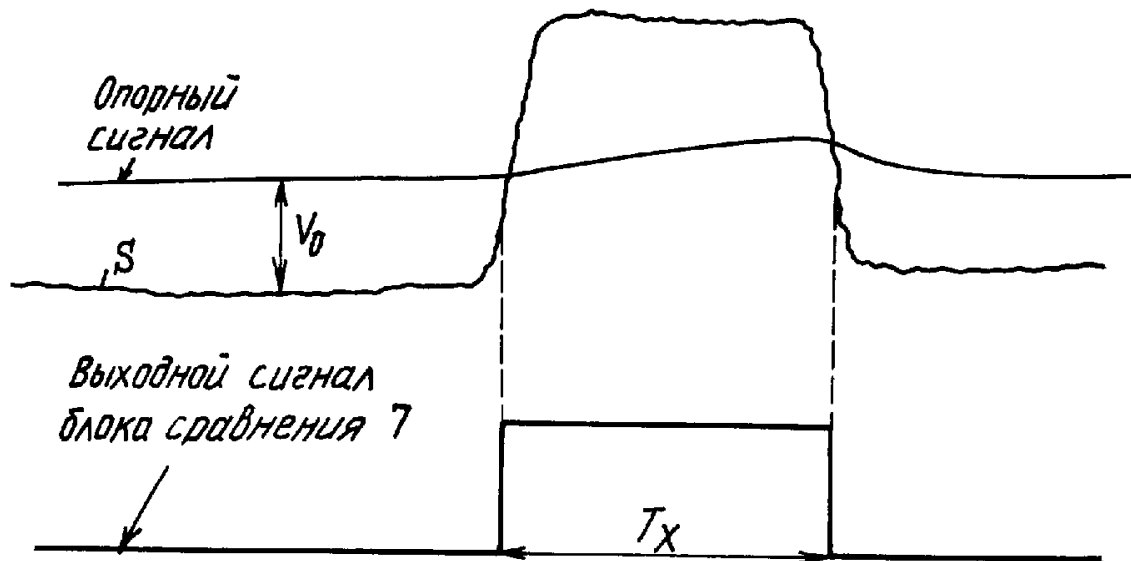
8. Устройство по любому из предыдущих пунктов, которое включает источник рентгеновского излучения для облучения объекта, позади которого расположен твердотельный формирователь изображения при использовании.

9. Устройство по любому из предыдущих пунктов, которое включает средство для непрерывной подачи засечек времени с детекторных элементов до инициирования получения изображения.

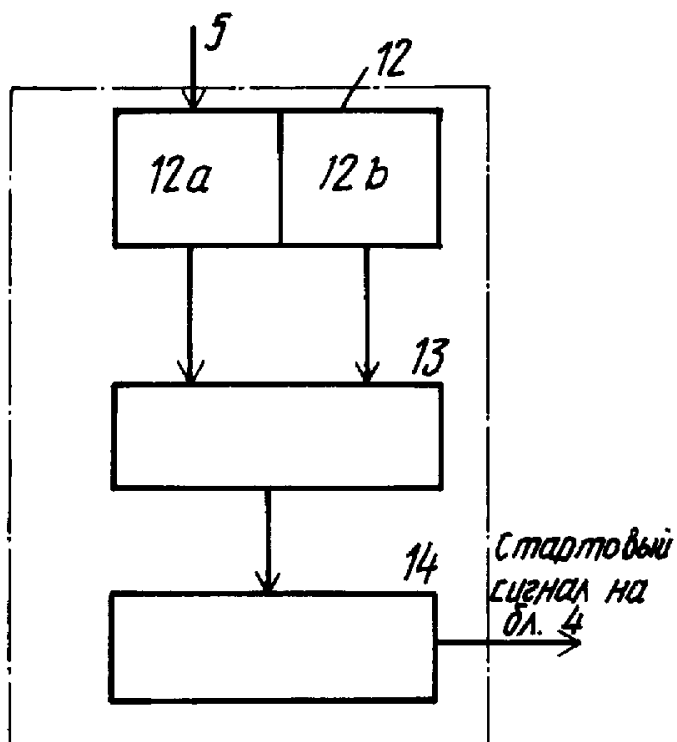
10. Стоматологическое рентгеновское устройство формирования изображения, содержащее источник рентгеновского излучения, твердотельный формирователь изображения, предназначенный для приема рентгеновского излучения от источника после того, как оно пройдет через объект, средство для инициирования получения изображения, когда пороговая проверка удовлетворительна, которое включает средство для сравнения сигнала, полученного с формирователя изображения, с пороговым уровнем и средство для изменения порогового уровня в соответствии с изменениями окружающей среды.



Фиг. 2



Фиг. 3



Фиг. 4