



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ,
ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ К ПАТЕНТУ

(21), (22) Заявка: 2008146606/22, 26.11.2008

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
26.11.2008

(45) Опубликовано: 27.03.2009

Адрес для переписки:
119415, Москва, ул. Удальцова, 4, кв.219,
пат.пов. В.М.Киселеву

(72) Автор(ы):

Алергант Марк Соломонович (RU),
Аксенов Дмитрий Сергеевич (RU)

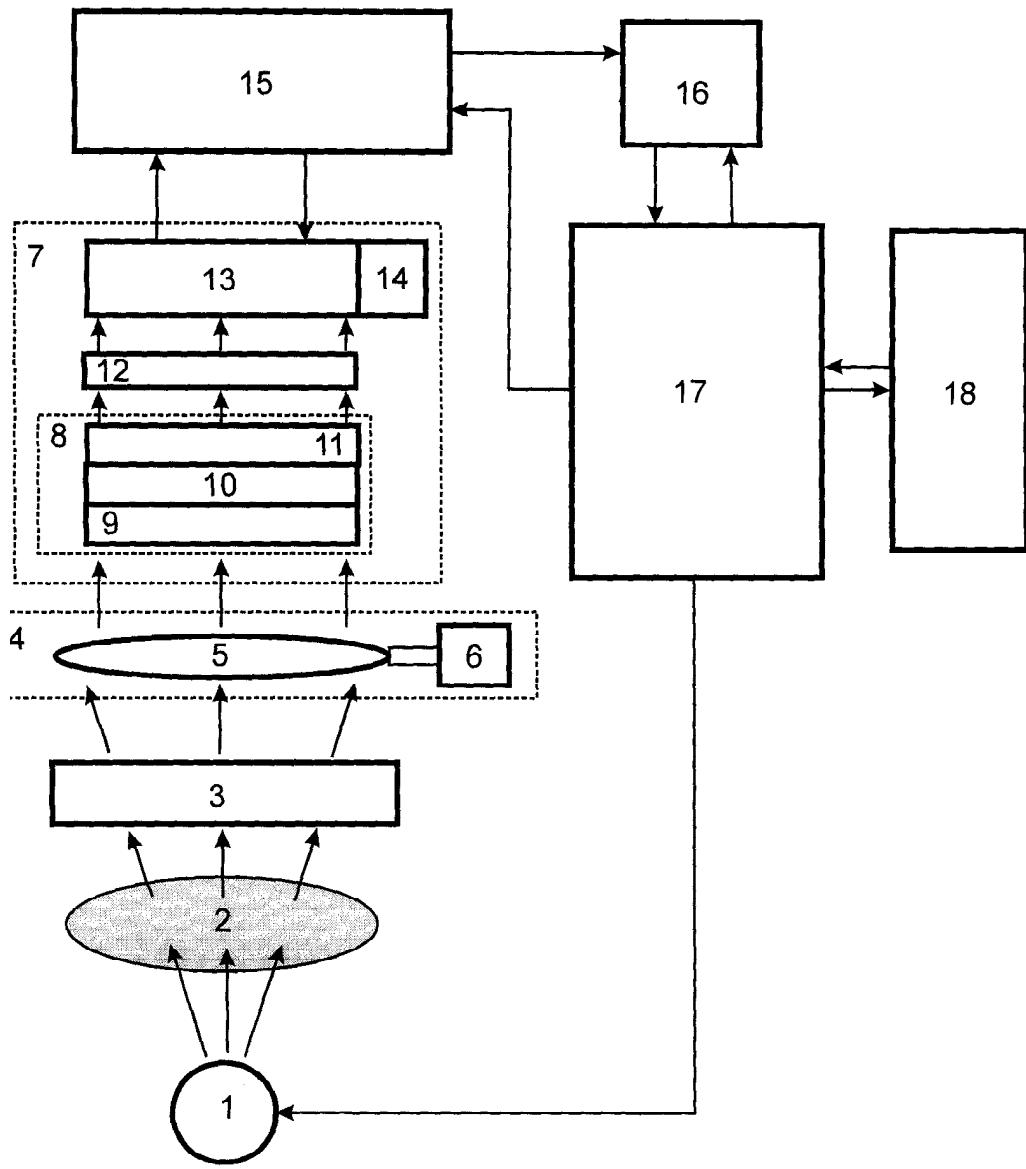
(73) Патентообладатель(и):

Открытое акционерное общество "Восток-
Инвест" (RU)

(54) УСТРОЙСТВО ДЛЯ ФОРМИРОВАНИЯ И РЕГИСТРАЦИИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

Формула полезной модели

Устройство для формирования и регистрации рентгеновского изображения, содержащее источник рентгеновского излучения, сцинтилляционный экран, оптически связанный посредством проекционной оптической системы с блоком регистрации изображения, блок обработки цифровой информации, блок считывания, аналого-цифровой преобразователь и контроллер, отличающееся тем, что блок регистрации изображения содержит последовательно связанные усилитель изображения, волоконно-оптическую систему и фоточувствительную многоэлементную матрицу, при этом первый и второй выходы блока считывания подключены соответственно к информационному входу аналого-цифрового преобразователя и к входу считывания фоточувствительной многоэлементной матрицы, информационный выход которой соединен с информационным входом блока считывания, управляющий вход которого соединен с первым управляющим выходом контроллера, второй управляющий выход которого подключен к управляющему входу аналого-цифрового преобразователя, а третий управляющий выход контроллера соединен с входом управления источника рентгеновского излучения, при этом контроллер и блок обработки информации содержат передатчики с дифференциальным выходом и приемники с дифференциальным входом, причем дифференциальные выходы указанных передатчиков контроллера соединены с дифференциальными входами приемников блока обработки информации, дифференциальные выходы передатчиков которого подключены к дифференциальным входам приемников контроллера.



Полезная модель относится к рентгентехнике и может быть использована в медицинских рентгеновских установках с высоким пространственным разрешением.

В медицинских исследованиях и диагностике различных патологий внутренних органов возникает необходимость использования рентгеновских установок с высоким пространственным разрешением и цифровыми методами обработки изображений с последующим их выводом на экран монитора или бумажный носитель принтера.

Известное устройство линейного рентгеновского приемника для цифровой рентгенографической медицинской установки [1] содержит линейный многоэлементный рентгеночувствительный приемник, выход которого соединен с системой опроса и считывания зарядов, подключенной через аналого-цифровой преобразователь (АЦП) к входу компьютера. Многоэлементный рентгеночувствительный приемник, выполненный в виде многопроволочной пропорциональной камеры с веерной анодной плоскостью, помещенной в герметичный корпус и заполненный инертным газом под давлением 3 атмосферы, обеспечивает пространственное разрешение около 1 мм

Наиболее близким к заявляемому техническому решению является устройство для регистрации и формирования рентгеновского изображения [2], содержащее источник рентгеновского излучения, многоканальный рентгеновский приемник, состоящий из многострочной многоэлементной матрицы, блок опроса и считывания, аналого-цифровой преобразователь, контроллер управления матрицей, блок обработки цифровой информации, первый и второй блоки отображения информации, причем выход многоканального рентгеновского приемника присоединен к первому входу блока опроса и считывания, первый выход которого соединен со входом многоканального рентгеновского приемника, а второй выход блока опроса и считывания подключен ко входу аналого-цифрового преобразователя, выход которого присоединен к сигнальному входу контроллера управления матрицей, первый выход которого подключен к управляющему входу аналого-цифрового преобразователя, а

второй выход контроллера присоединен к второму управляющему входу блока опроса и считывания, а цифровой выход контроллера соединен информационной шиной с входом блока обработки цифровой информации, к двум выходам которого подключены первый и второй блоки отображения информации.

Недостатком известного устройства является относительно продолжительное время сканирования и соответственно большая доза облучения пациента. Кроме того, при последовательном вводе фрагментов изображения источник излучения - рентгеновская трубка включается на время, необходимое для сканирования всего объекта, что приводит к ускоренному выходу ее из строя, а также к многократному увеличению уровня фонового рентгеновского излучения в помещении.

Технический результат, заключающийся в устранении указанных недостатков достигается в предлагаемом устройстве для формирования и регистрации рентгеновского изображения, содержащем источник рентгеновского излучения, сцинтилляционный экран, оптически связанный посредством проекционной оптической системы с блоком регистрации изображения, блок обработки цифровой информации, блок считывания, аналого-цифровой преобразователь и контроллер, тем, что блок регистрации изображения содержит последовательно связанные усилитель изображения, волоконно-оптическую систему и фоточувствительную многоэлементную матрицу, при этом первый и второй выходы блока считывания подключены соответственно к информационному входу аналого-цифрового

преобразователя и к входу считывания фоточувствительной многоэлементной матрицы, информационный выход которой соединен с информационным входом блока считывания, управляющий вход которого соединен с первым управляющим выходом контроллера, второй управляющий выход которого подключен к
5 управляющему входу аналого-цифрового преобразователя, а третий управляющий выход контроллера соединен с входом управления источника рентгеновского излучения, при этом контроллер и блок обработки информации содержат передатчики с дифференциальным выходом и приемники с дифференциальным входом, причем
10 дифференциальные выходы указанных передатчиков контроллера соединены с дифференциальными

входами приемников блока обработки информации, дифференциальные выходы передатчиков которого подключены к дифференциальным входам приемников контроллера.

15 Сущность полезной модели поясняется чертежами, где:

- на фиг.1 представлена функциональная схема устройства;

- фиг.2 поясняет принцип двухсторонней связи блока опроса и считывания и блока обработки информации.

20 Устройство содержит источник 1 рентгеновского излучения, воздействующий на объект 2 исследования, сцинтилляционный экран 3, оптически связанный посредством проекционной оптической системы 4, состоящей из фокусирующего элемента 5 и механического блока 6 юстировки с блоком 7 регистрации изображения.

Блок 7 регистрации изображения содержит усилитель 8 изображения, состоящий из
25 последовательно расположенных фотокатода 9, микроканальной пластины 10 и люминофорного слоя 11, связанного через волоконную систему 12 с фоточувствительной многоэлементной матрицей 13, контактирующей с элементом 14 охлаждения, выполненным, например, в виде элемента Пельтье. Микроканальная
30 пластина 10 состоит из полупроводниковой пленки с регулярно расположенными микроканалами диаметром 1-15 мкм.

В состав устройства входят также блок 15 считывания, аналого-цифровой преобразователь 16, контроллер 17 и блок 18 обработки цифровой информации.

35 При этом первый и второй выходы блока 15 считывания подключены соответственно к информационному входу аналого-цифрового преобразователя 16 и ко входу считывания фоточувствительной многоэлементной матрицы 13, информационный выход которой соединен с информационным входом блока 15 считывания, управляющий вход которого соединен с первым управляющим выходом контроллера 17, второй управляющий выход которого подключен к управляющему
40 входу аналого-цифрового преобразователя 16, а третий управляющий выход контроллера 17 соединен со входом управления источника 1 рентгеновского излучения, а информационный выход контроллера 17 подключен к блоку 18 обработки цифровой информации.

45 Контроллер 17 и блок 18 обработки информации содержат передатчики 19 с дифференциальным выходом, связанными двухсторонней линией связи 20 с дифференциальными входами приемников 21.

50 Проекционная оптическая система 4 предназначена для фокусировки оптического изображения сцинтилляционного экрана 3 на вход блока 7 регистрации изображения с обеспечением максимального светового потока, попадающего на его вход при заданных характеристиках разрешения и мощности рентгеновского излучения и может, например, включать криволинейные фокусирующие зеркала, обеспечивающие

значительное усиление светового потока по сравнению с фокусирующей системой на основе линз.

Усилитель 8 изображения, включающий последовательно оптически связанные фотокатод 9, микроканальную пластину 10 и люминофорный слой 11, совместно с волоконно-оптической системой 12 предназначены для переноса изображения на многострочную фоточувствительную многоэлементную матрицу 13, причем спектральная чувствительность фотокатода 9 максимально приближена к спектру излучения сцинтилляционного экрана 3.

Указанное выше выполнение блока 7 регистрации изображения позволяет получить полноформатное статичное либо динамическое рентгеновское изображение.

Устройство работает следующим образом.

После включения электропитания и предварительного выбора режима работы рентгеновского излучения сигналом с контроллера 17 включается источник 1 рентгеновского излучения 1. Поток излучения, проходя через объект исследования 2, образует на сцинтилляционном экране 3 теневое рентгеновское изображение, которое, проходя через сцинтилляционный слой экрана, возбуждает в нем молекулы сцинтиллятора и тем самым формирует оптическое изображение.

Это изображение с помощью линзы 5 проекционной оптической системы 4 проецируется на оптический вход блока 7 регистрации изображения.

Световой поток попадает на фотокатод 9, вызывая эмиссию электронов, которые ускоряются микроканальной пластиной 10 и попадают на люминофорный слой 11.

Для ускорения потока электронов к микроканальной пластине 10 прикладывается высокое напряжение блока питания (на чертеже не показан). На люминофорном слое 11 под воздействием ускоренного потока электронов вновь формируется оптическое изображение.

Усилитель 8 изображения обеспечивает большой коэффициент усиления и высокое пространственное разрешение. Для эффективного усиления входного изображения спектральная чувствительность фотокатода 9 максимально приближена к спектру излучения сцинтилляционного экрана 3.

Оптическое изображение, получаемое на выходном люминофорном слое 11, переносится волоконно-оптической системой 12 и принимается многострочной фоточувствительной многоэлементной матрицей 13.

Дополнительное повышение чувствительности матрицы 13 обеспечивается уменьшением темнового тока за счет ее охлаждения с помощью охладителя 14, например, элемента Пельтье. Для охлаждения матрицы 13 ее корпус присоединен к радиатору термоэлектрического холодильника Пельтье 14, электропитание которого осуществляется от блока электропитания (не показан). При этом сброс образовавшегося тепла производится на корпус многоканального блока 7.

Считывание сигнала изображения с выхода матрицы 13 осуществляется следующим образом.

Одновременно с включением источника 1 рентгеновского излучения 1 на вход блока 18 обработки цифровой информации поступает сигнал, запускающий программу, по которой блок 18 запускает контроллер 17, который осуществляет опрос многострочной многоэлементной матрицы 13 через блок 15 считывания и АЦП 16.

Передача информационных сигналов от контроллера 17 к блоку 18 и в обратном направлении (двухсторонняя связь) осуществляется с использованием дифференциальных сигналов малых напряжений. Фиг.2. поясняет передачу данных

таким методом. Передатчик 19 формирует дифференциальный токовый сигнал, который по линии связи 20 поступает в приемник 21 с дифференциальным входом.

5 Применение дифференциальных сигналов малых напряжений вместо классических способов передачи данных позволяет, во-первых, повысить помехозащищенность, и как следствие, увеличить дальность передачи информации, во-вторых, уменьшить потребляемую мощность, и как следствие, снизить тепловыделение.

10 Блок 18 обработки информации обеспечивает передачу сформированного статического или динамического изображения для дальнейшей обработки компьютером или медицинской информационной системы (на чертежах не показаны).

Достоинством предлагаемого технического решения является также то, что оно обеспечивает многократное снижение дозовых радиационных нагрузок на пациента и токовую нагрузку на источник излучения - рентгеновскую трубку и позволяет применять рентгеновские трубки более низкой мощности и стоимости.

15 Устройство реализовано на современных средствах аналоговой и цифровой электронной техники.

Эксплуатационные испытания устройства показали высокие технические характеристики по сравнению с прототипом.

20 Источники информации:

1. Препринт Института ядерной физики СО РАН N 89, 1973 г. Новосибирск, стр.4-9
2. Патент РФ №2130623, МПК G01T 1/00, 1/29. 1997 г.

(57) Реферат

25 Использование: В рентгентехнике, в частности, в медицинских рентгеновских установках с высоким пространственным разрешением. Существо: Устройство содержит источник 1 рентгеновского излучения, воздействующий на объект 2 исследования, сцинтилляционный экран 3, оптически связанный посредством проекционной оптической системы 4, состоящей из фокусирующего элемента 5 и механического блока 6 юстировки с блоком 7 регистрации изображения. Блок 7
30 регистрации изображения содержит усилитель 8 изображения, состоящий из последовательно расположенных фотокатода 9, микроканальной пластины 10 и люминофорного слоя 11, связанного через волоконную систему 12 с
35 фоточувствительной многоэлементной матрицей 13, контактирующей с элементом 14 охлаждения. В состав устройства входят также блок 15 считывания, аналого-цифровой преобразователь 16, контроллер 17 и блок 18 обработки цифровой информации. Первый и второй выходы блока 15 считывания подключены соответственно к
40 информационному входу аналого-цифрового преобразователя 16 и ко входу считывания фоточувствительной многоэлементной матрицы 13, информационный выход которой соединен с информационным входом блока 15 считывания, управляющий вход которого соединен с первым управляющим выходом
45 контроллера 17, второй управляющий выход которого подключен к управляющему входу аналого-цифрового преобразователя 16, а третий управляющий выход контроллера 17 соединен со входом управления источника 1 рентгеновского излучения, а информационный выход контроллера 17 подключен к блоку 18
50 обработки цифровой информации. Контроллер 17 и блок 18 обработки информации содержат передатчики 19 с дифференциальным выходом, связанными двухсторонней линией связи 20 с дифференциальными входами приемников 21. 1 н.п.ф.п.м., 2 илл.

РЕФЕРАТ

к заявке на полезную модель «Устройство для формирования и регистрации рентгеновского изображения»

Использование: В рентгентехнике, в частности, в медицинских рентгеновских установках с высоким пространственным разрешением.

Существо: Устройство содержит источник 1 рентгеновского излучения, воздействующий на объект 2 исследования, сцинтилляционный экран 3, оптически связанный посредством проекционной оптической системы 4, состоящей из фокусирующего элемента 5 и механического блока 6 юстировки с блоком 7 регистрации изображения. Блок 7 регистрации изображения содержит усилитель 8 изображения, состоящий из последовательно расположенных фотокатода 9, микроканальной пластины 10 и люминофорного слоя 11, связанного через волоконную систему 12 с фоточувствительной многоэлементной матрицей 13, контактирующей с элементом 14 охлаждения. В состав устройства входят также блок 15 считывания, аналого-цифровой преобразователь 16, контроллер 17 и блок 18 обработки цифровой информации.

Первый и второй выходы блока 15 считывания подключены соответственно к информационному входу аналого-цифрового преобразователя 16 и ко входу считывания фоточувствительной многоэлементной матрицы 13, информационный выход которой соединен с информационным входом блока 15 считывания, управляющий вход которого соединен с первым управляющим выходом контроллера 17, второй управляющий выход которого подключен к управляющему входу аналого-цифрового преобразователя 16, а третий управляющий выход контроллера 17 соединен со входом управления источника 1 рентгеновского излучения, а информационный выход контроллера 17 подключен к блоку 18 обработки цифровой информации.

Контроллер 17 и блок 18 обработки информации содержат передатчики 19 с дифференциальным выходом, связанными двухсторонней линией связи 20 с дифференциальными входами приемников 21.

1 н.п.ф.п.м., 2 илл.



Устройство для формирования и регистрации рентгеновского изображения

Полезная модель относится к рентгентехнике и может быть использована в медицинских рентгеновских установках с высоким пространственным разрешением.

В медицинских исследованиях и диагностике различных патологий внутренних органов возникает необходимость использования рентгеновских установок с высоким пространственным разрешением и цифровыми методами обработки изображений с последующим их выводом на экран монитора или бумажный носитель принтера.

Известное устройство линейного рентгеновского приемника для цифровой рентгенографической медицинской установки [1] содержит линейный многоэлементный рентгеночувствительный приемник, выход которого соединен с системой опроса и считывания зарядов, подключенной через аналого-цифровой преобразователь (АЦП) к входу компьютера. Многоэлементный рентгеночувствительный приемник, выполненный в виде многопроволочной пропорциональной камеры с вверной анодной плоскостью, помещенной в герметичный корпус и заполненный инертным газом под давлением 3 атмосферы, обеспечивает пространственное разрешение около 1 мм

Наиболее близким к заявляемому техническому решению является устройство для регистрации и формирования рентгеновского изображения [2], содержащее источник рентгеновского излучения, многоканальный рентгеновский приемник, состоящий из многострочной многоэлементной матрицы, блок опроса и считывания, аналого-цифровой преобразователь, контроллер управления матрицей, блок обработки цифровой информации, первый и второй блоки отображения информации, причем выход многоканального рентгеновского приемника присоединен к первому входу блока опроса и считывания, первый выход которого соединен со входом многоканального рентгеновского приемника, а второй выход блока опроса и считывания подключен ко входу аналого-цифрового преобразователя, выход которого присоединен к сигнальному входу контроллера управления матрицей, первый выход которого подключен к управляющему входу аналого-цифрового преобразователя, а

второй выход контроллера присоединен к второму управляющему входу блока опроса и считывания, а цифровой выход контроллера соединен информационной шиной с входом блока обработки цифровой информации, к двум выходам которого подключены первый и второй блоки отображения информации.

Недостатком известного устройства является относительно продолжительное время сканирования и соответственно большая доза облучения пациента. Кроме того, при последовательном вводе фрагментов изображения источник излучения - рентгеновская трубка включается на время, необходимое для сканирования всего объекта, что приводит к ускоренному выходу ее из строя, а также к многократному увеличению уровня фонового рентгеновского излучения в помещении.

Технический результат, заключающийся в устранении указанных недостатков достигается в предлагаемом устройстве для формирования и регистрации рентгеновского изображения, содержащем источник рентгеновского излучения, сцинтилляционный экран, оптически связанный посредством проекционной оптической системы с блоком регистрации изображения, блок обработки цифровой информации, блок считывания, аналого-цифровой преобразователь и контроллер, тем, что блок регистрации изображения содержит последовательно связанные усилитель изображения, волоконно-оптическую систему и фоточувствительную многоэлементную матрицу, при этом первый и второй выходы блока считывания подключены соответственно к информационному входу аналого-цифрового преобразователя и к входу считывания фоточувствительной многоэлементной матрицы, информационный выход которой соединен с информационным входом блока считывания, управляющий вход которого соединен с первым управляющим выходом контроллера, второй управляющий выход которого подключен к управляющему входу аналого-цифрового преобразователя, а третий управляющий выход контроллера соединен с входом управления источника рентгеновского излучения, при этом контроллер и блок обработки информации содержат передатчики с дифференциальным выходом и приемники с дифференциальным входом, причем дифференциальные выходы указанных передатчиков контроллера соединены с дифференциальными

входами приемников блока обработки информации, дифференциальные выходы передатчиков которого подключены к дифференциальным входам приемников контроллера.

Сущность полезной модели поясняется чертежами, где:

- на фиг. 1 представлена функциональная схема устройства;
- фиг. 2 поясняет принцип двухсторонней связи блока опроса и считывания и блока обработки информации.

Устройство содержит источник 1 рентгеновского излучения, воздействующий на объект 2 исследования, сцинтилляционный экран 3, оптически связанный посредством проекционной оптической системы 4, состоящей из фокусирующего элемента 5 и механического блока 6 юстировки с блоком 7 регистрации изображения.

Блок 7 регистрации изображения содержит усилитель 8 изображения, состоящий из последовательно расположенных фотокатода 9, микроканальной пластины 10 и люминофорного слоя 11, связанного через волоконную систему 12 с фоточувствительной многоэлементной матрицей 13, контактирующей с элементом 14 охлаждения, выполненным, например, в виде элемента Пельтье. Микроканальная пластина 10 состоит из полупроводниковой пленки с регулярно расположенными микроканалами диаметром 1 - 15 мкм.

В состав устройства входят также блок 15 считывания, аналого-цифровой преобразователь 16, контроллер 17 и блок 18 обработки цифровой информации.

При этом первый и второй выходы блока 15 считывания подключены соответственно к информационному входу аналого-цифрового преобразователя 16 и ко входу считывания фоточувствительной многоэлементной матрицы 13, информационный выход которой соединен с информационным входом блока 15 считывания, управляющий вход которого соединен с первым управляющим выходом контроллера 17, второй управляющий выход которого подключен к управляющему входу аналого-цифрового преобразователя 16, а третий управляющий выход контроллера 17 соединен со входом управления источника 1 рентгеновского излучения, а информационный выход контроллера 17 подключен к блоку 18 обработки цифровой информации.

Контроллер 17 и блок 18 обработки информации содержат передатчики 19 с дифференциальным выходом, связанными двухсторонней линией связи 20 с дифференциальными входами приемников 21.

Проекционная оптическая система 4 предназначена для фокусировки оптического изображения сцинтилляционного экрана 3 на вход блока 7 регистрации изображения с обеспечением максимального светового потока, попадающего на его вход при заданных характеристиках разрешения и мощности рентгеновского излучения и может, например, включать криволинейные фокусирующие зеркала, обеспечивающие значительное усиление светового потока по сравнению с фокусирующей системой на основе линз.

Усилитель 8 изображения, включающий последовательно оптически связанные фотокатод 9, микроканальную пластину 10 и люминофорный слой 11, совместно с волоконно-оптической системой 12 предназначены для переноса изображения на многострочную фоточувствительную многоэлементную матрицу 13, причем спектральная чувствительность фотокатода 9 максимально приближена к спектру излучения сцинтилляционного экрана 3.

Указанное выше выполнение блока 7 регистрации изображения позволяет получить полноформатное статичное либо динамическое рентгеновское изображение.

Устройство работает следующим образом.

После включения электропитания и предварительного выбора режима работы рентгеновского излучения сигналом с контроллера 17 включается источник 1 рентгеновского излучения 1. Поток излучения, проходя через объект исследования 2, образует на сцинтилляционном экране 3 теневое рентгеновское изображение, которое, проходя через сцинтилляционный слой экрана, возбуждает в нем молекулы сцинтиллятора и тем самым формирует оптическое изображение.

Это изображение с помощью линзы 5 проекционной оптической системы 4 проецируется на оптический вход блока 7 регистрации изображения.

Световой поток попадает на фотокатод 9, вызывая эмиссию электронов, которые ускоряются микроканальной пластиной 10 и попадают на люминофорный слой 11.

Для ускорения потока электронов к микроканальной пластине 10 прикладывается высокое напряжение блока питания (на чертеже не показан). На люминофорном слое 11 под воздействием ускоренного потока электронов вновь формируется оптическое изображение.

Усилитель 8 изображения обеспечивает большой коэффициент усиления и высокое пространственное разрешение. Для эффективного усиления входного изображения спектральная чувствительность фотокатода 9 максимально приближена к спектру излучения сцинтилляционного экрана 3.

Оптическое изображение, получаемое на выходном люминофорном слое 11, переносится волоконно-оптической системой 12 и принимается многострочной фоточувствительной многоэлементной матрицей 13.

Дополнительное повышение чувствительности матрицы 13 обеспечивается уменьшением темнового тока за счет ее охлаждения с помощью охладителя 14, например, элемента Пельтье. Для охлаждения матрицы 13 ее корпус присоединен к радиатору термоэлектрического холодильника Пельтье 14, электропитание которого осуществляется от блока электропитания (не показан). При этом сброс образовавшегося тепла производится на корпус многоканального блока 7.

Считывание сигнала изображения с выхода матрицы 13 осуществляется следующим образом.

Одновременно с включением источника 1 рентгеновского излучения 1 на вход блока 18 обработки цифровой информации поступает сигнал, запускающий программу, по которой блок 18 запускает контроллер 17, который осуществляет опрос многострочной многоэлементной матрицы 13 через блок 15 считывания и АЦП 16.

Передача информационных сигналов от контроллера 17 к блоку 18 и в обратном направлении (двухсторонняя связь) осуществляется с использованием дифференциальных сигналов малых напряжений. Фиг.2. поясняет передачу данных таким методом. Передатчик 19 формирует дифференциальный токовый сигнал, который по линии связи 20 поступает в приемник 21 с дифференциальным входом.

Применение дифференциальных сигналов малых напряжений вместо классических способов передачи данных позволяет, во-первых, повысить помехозащищенность, и как следствие, увеличить дальность передачи информации, во-вторых, уменьшить потребляемую мощность, и как следствие, снизить тепловыделение.

Блок 18 обработки информации обеспечивает передачу сформированного статического или динамического изображения для дальнейшей обработки компьютером или медицинской информационной системы (на чертежах не показаны).

Достоинством предлагаемого технического решения является также то, что оно обеспечивает многократное снижение дозовых радиационных нагрузок на пациента и токовую нагрузку на источник излучения – рентгеновскую трубку и позволяет применять рентгеновские трубки более низкой мощности и стоимости.

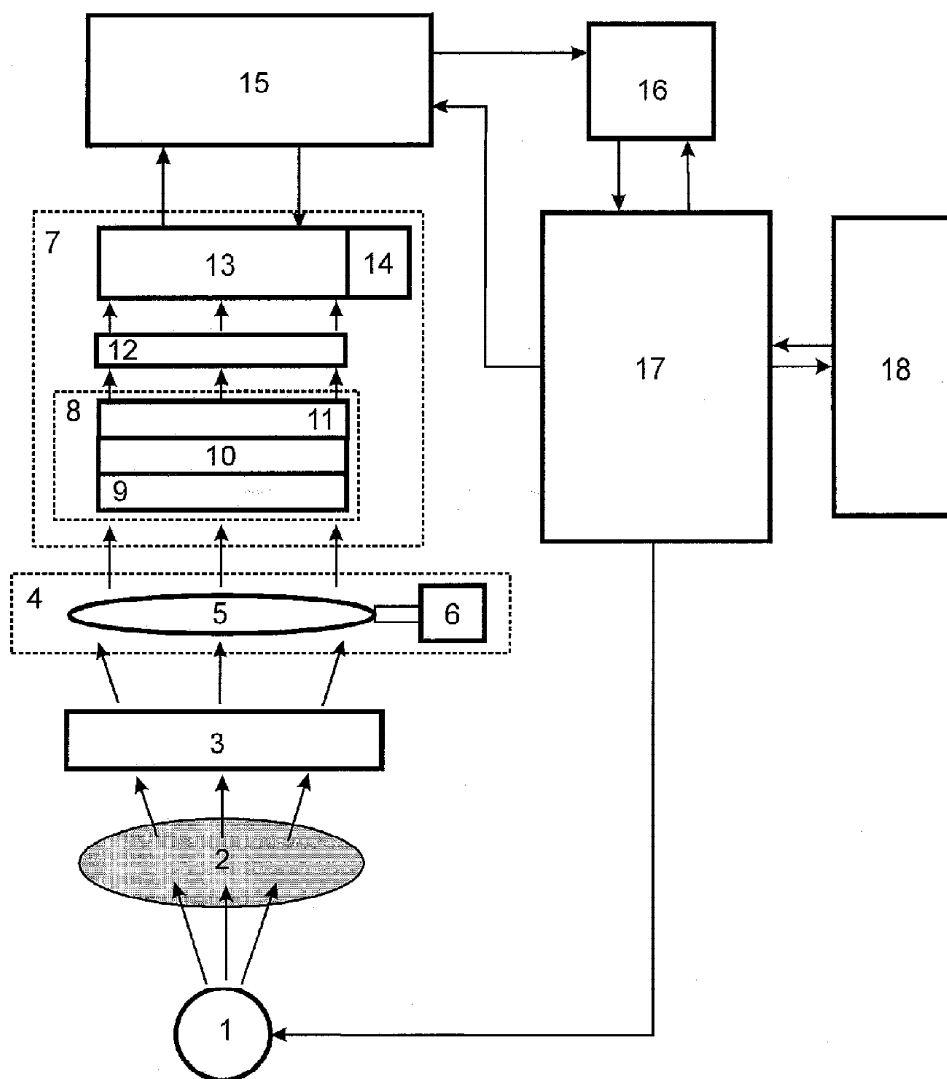
Устройство реализовано на современных средствах аналоговой и цифровой электронной техники.

Эксплуатационные испытания устройства показали высокие технические характеристики по сравнению с прототипом.

Источники информации:

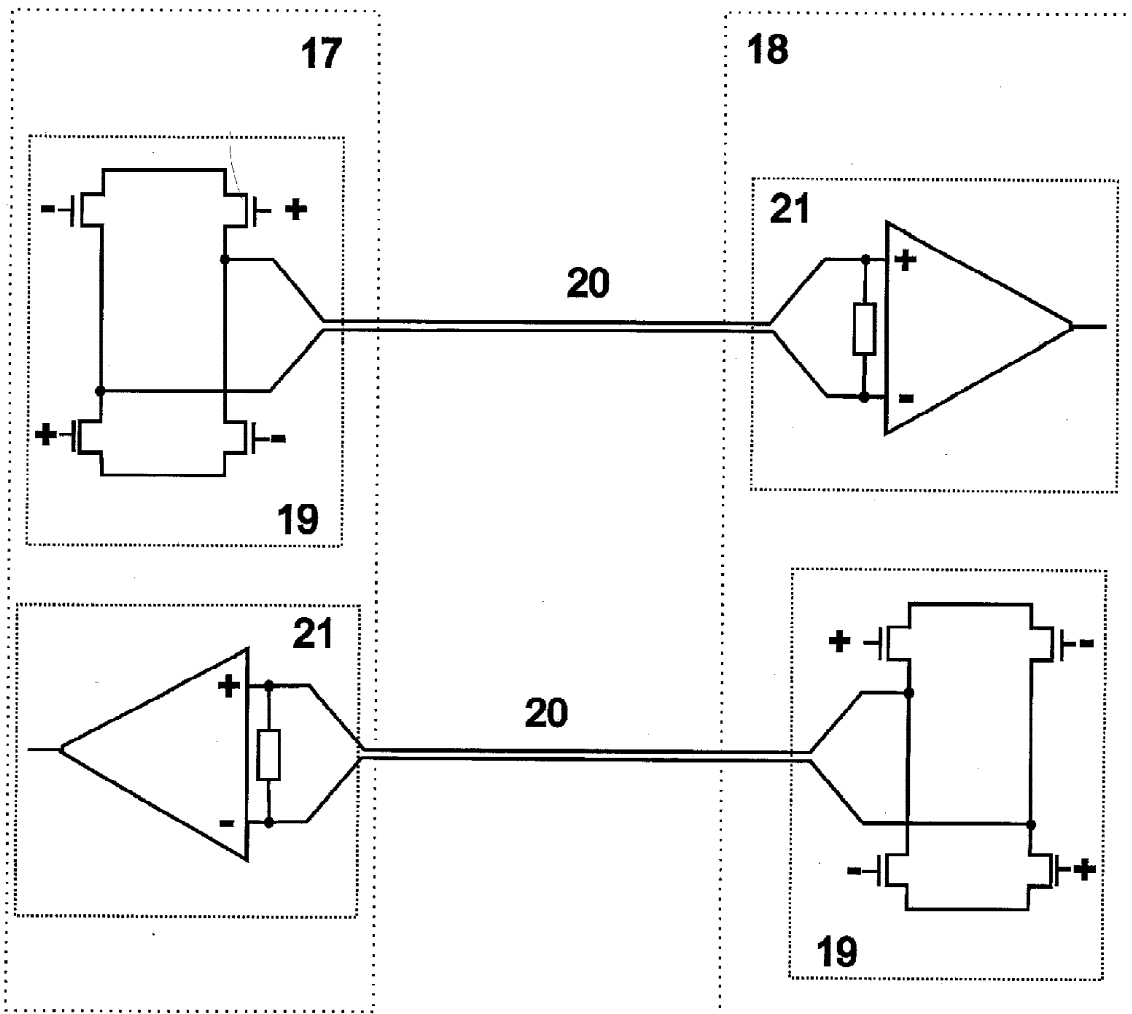
1. Препринт Института ядерной физики СО РАН N 89, 1973 г. Новосибирск, стр.4–9
2. Патент РФ № 2130623, МПК G 01T 1/00, 1/29, 1997 г.

**УСТРОЙСТВО ДЛЯ ФОРМИРОВАНИЯ И РЕГИСТРАЦИИ
РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ**



Фиг.1

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ФОРМИРОВАНИЯ И РЕГИСТРАЦИИ
РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ



Фиг.2