



(51) МПК

H04N 5/321 (2006.01)*H05G 1/64* (2006.01)*A61B 6/02* (2006.01)

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ,
ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21), (22) Заявка: 2004132544/09, 10.11.2004

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
10.11.2004

(43) Дата публикации заявки: 20.04.2006

(45) Опубликовано: 20.09.2006 Бюл. № 26

(56) Список документов, цитированных в отчете о
поиске: US 6002743, 14.12.1999. RU 22249,
10.03.2001. RU 2127361, 20.03.1999. RU
2123710, 20.12.1998. US 6370225, 09.04.2002.

Адрес для переписки:

04050, г. Киев, ул. Мельникова, 6, кв.42,
Е.В. Чернявской

(72) Автор(ы):

Мирошниченко Сергей Иванович (UA),
Жилко Евгений Олегович (UA),
Кулаков Владимир Владимирович (UA),
Невгасимый Андрей Александрович (UA),
Редчук Александр Александрович (UA)

(73) Патентообладатель(и):

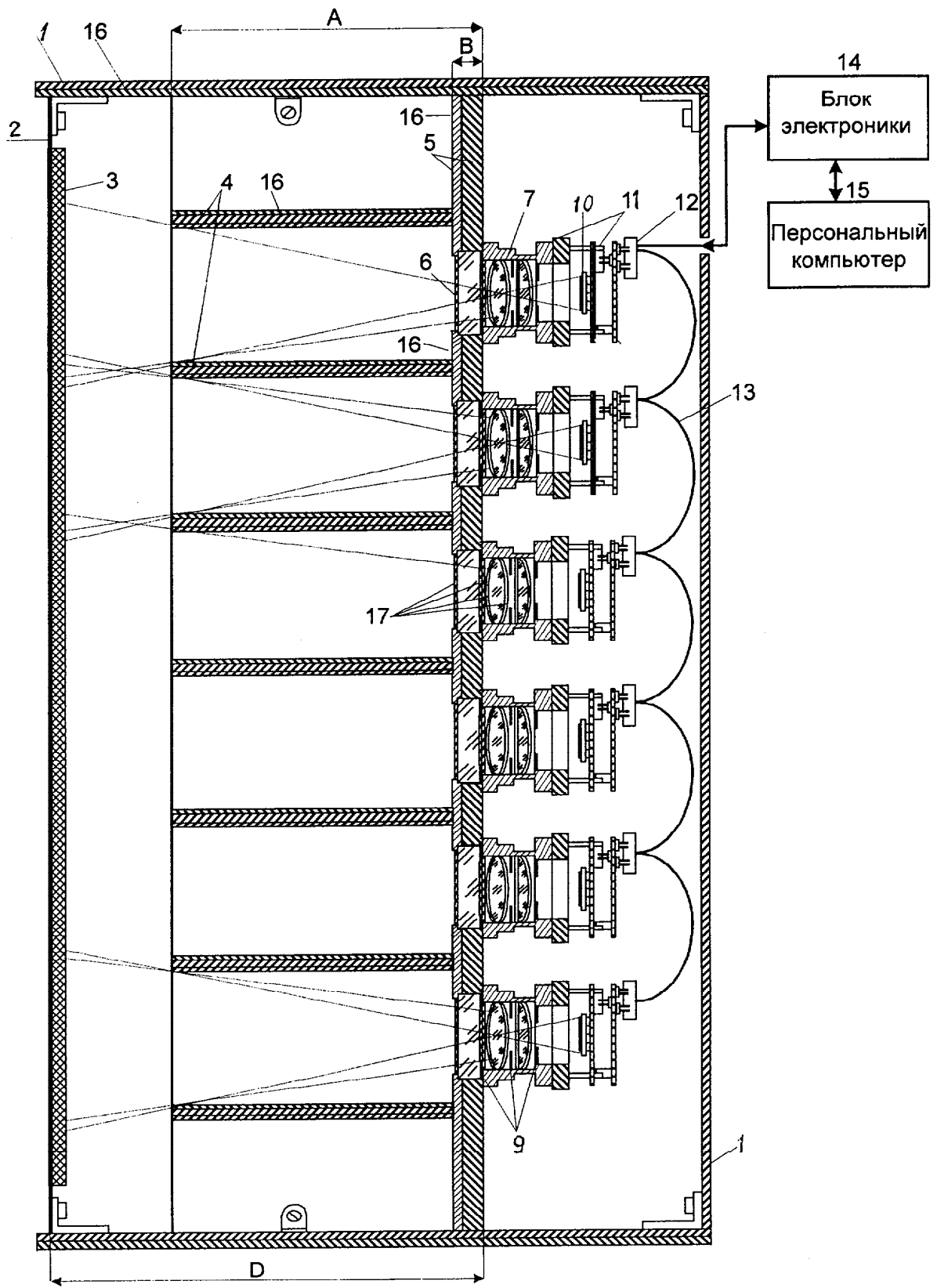
Мирошниченко Сергей Иванович (UA),
Жилко Евгений Олегович (UA),
Кулаков Владимир Владимирович (UA),
Невгасимый Андрей Александрович (UA),
Редчук Александр Александрович (UA)

(54) ПРИЕМНИК РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

(57) Реферат:

Приемник рентгеновского излучения имеет светонепроницаемый корпус с рентгенопрозрачной стенкой, за которой закреплены рентгенооптический преобразователь, фильтр остаточного рентгеновского излучения, блок объективов и фотоприемник, содержащий по меньшей мере два оптоэлектронных преобразователя с частично перекрывающимися полями зрения и развязанными электрическими выходами для подключения к системе обработки фрагментарных видеосигналов и формирования целостного выходного видеосигнала. Технический результат - повышение эффективности подавления внутренних помех в оптических каналах и

эксплуатационной надежности. Внутри корпуса параллельно рентгенооптическому преобразованию жестко закреплена дополнительная свето- и рентгенонепроницаемая перегородка со сквозными отверстиями, которые по количеству и расположению соответствуют объективам и оптоэлектронным преобразователям и перекрыты шайбами фильтра остаточного рентгеновского излучения, а перед этими шайбами установлены бленды, длина «А» каждой из которых и расстояние «D» от передней поверхности рентгенооптического преобразователя до плоскости передних торцов объективов связаны соотношением $A/D=(0,5-0,95)$. 6 з.п. ф-лы, 2 ил., 1 табл.



Фиг.1



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY,
PATENTS AND TRADEMARKS

(51) Int. Cl.

H04N 5/321 (2006.01)**H05G 1/64** (2006.01)**A61B 6/02** (2006.01)(12) **ABSTRACT OF INVENTION**(21), (22) Application: **2004132544/09, 10.11.2004**(24) Effective date for property rights: **10.11.2004**(43) Application published: **20.04.2006**(45) Date of publication: **20.09.2006 Bull. 26**

Mail address:

**04050, g. Kiev, ul. Mel'nikova, 6, kv.42,
E.V. Chernjavskoj**

(72) Inventor(s):

**Miroshnichenko Sergej Ivanovich (UA),
Zhilko Evgenij Olegovich (UA),
Kulakov Vladimir Vladimirovich (UA),
Nevgasimyj Andrej Aleksandrovich (UA),
Redchuk Aleksandr Aleksandrovich (UA)**

(73) Proprietor(s):

**Miroshnichenko Sergej Ivanovich (UA),
Zhilko Evgenij Olegovich (UA),
Kulakov Vladimir Vladimirovich (UA),
Nevgasimyj Andrej Aleksandrovich (UA),
Redchuk Aleksandr Aleksandrovich (UA)**

(54) **X-RAY DETECTOR**

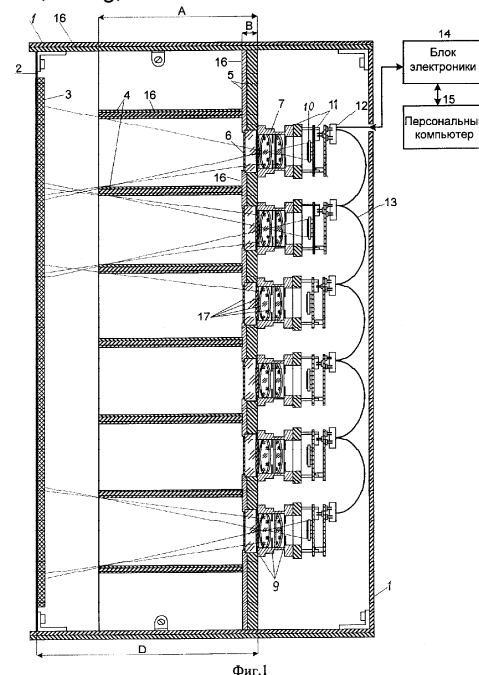
(57) Abstract:

FIELD: roentgen ray detectors.

SUBSTANCE: proposed X-ray detector has light-tight case with X-ray tight wall mounting X-ray optical converter, residual X-ray filter, lens block, and photodetector incorporating at least two optoelectronic converters with partially overlapped fields of vision and isolated power outputs for connection to fragmental video signal processing and integral output video signal shaping system. Case accommodates additional light and X-ray tight partition rigidly fixed in parallel with X-ray optical converter and provided with through holes whose quantity and disposition comply with those of lenses and optoelectronic converters; these holes are closed with residual X-ray filter disks; blends are installed in front of these disks, length A of each blend and distance D from front surface of X-ray optical converter to front-end plane of lenses being interrelated by following equation: $A/D = (0.5 - 0.95)$.

EFFECT: enhanced operating reliability and efficiency optical-channels internal noise suppression.

7 cl, 2 dwg, 1 tbl



Область техники

Изобретение относится к конструкции приемников рентгеновского излучения на базе по меньшей мере двух оптоэлектронных преобразователей типа телевизионных камер (далее - TV-камер), фотодиодных матриц и т.п. Эти приемники применяют в рентгеновских аппаратах: для диагностических ангиографических исследований с использованием рентгеноконтрастных веществ, в частности, для определения проходимости сосудов и оценки эффективности кровоснабжения органов и тканей, для определения положения зондов, катетеров и иных диагностических или хирургических инструментов, вводимых в организм через кровеносные сосуды, трахею и бронхи, пищевод, анус или иные трубчатые органы, для многократной рентгенографии легких, сердца, желудка и других внутренних (в особенности, подвижных) органов, для беспленочной рентгенографии в травматологии, для беспленочной флюорографии при массовых обследованиях населения, для рентгенографии в урологических и других отделениях клиник, где нужно периодическое наблюдение медленного распространения рентгеноконтрастного вещества в организме и, по желанию, для рентгеновской дефектоскопии технических объектов или для пограничного и таможенного контроля багажа пассажиров и грузов.

Уровень техники

В WO 98/11722 (PCT/UA96/00016 с приоритетом 10 сентября 1996 г.) была описана рентгенодиагностическая система, оснащенная приемником рентгеновского излучения на базе по меньшей мере двух TV-камер, которые жестко закреплены на общем основании таким образом, что их поля зрения частично перекрываются, а совокупное поле зрения перекрывает площадь указанного приемника. В этой системе:

оптические входы всех TV-камер обращены в сторону преобразователя рентгеновского излучения в видимый свет, изготовленного с применением подходящего вещества (например: йодида цезия или солей редкоземельных элементов) и именуемого далее "рентгенооптический преобразователь",

электрические выходы всех TV-камер подключены через блок АЦП к многоканальному корректору геометрических искажений, который обеспечивает синтез целостного выходного видеосигнала из фрагментарных видеосигналов.

Этот целостный выходной видеосигнал имеет тем большую разрешающую способность, чем больше TV-камер использовано в указанном приемнике, и, после настройки указанного корректора, практически не содержит искажений, которые обусловлены неизбежными различиями в геометрической форме и размерах отдельных TV-камер и их частей и также неизбежными погрешностями в их монтаже.

Рентгенодиагностические системы с указанными приемниками рентгеновского излучения удобны в изготовлении и обслуживании и доступны по цене, а опыт их многолетнего практического применения подтвердил, что:

во-первых, целостный выходной видеосигнал можно получать с частотой не менее 25 кадров в секунду, которая достаточна для ангиографических исследований,

во-вторых, лучевая нагрузка на организм пациентов в расчете на одно обследование сокращается, как правило, в 20 раз и более в сравнении с обычной флюорографией,

в-третьих, облегчается защита медицинского или иного обслуживающего персонала, ибо дисплеи для показа изображений на основе целостных выходных видеосигналов могут быть расположены на безопасном удалении от источников рентгеновских лучей,

в-четвертых, указанные изображения удобно записывать и хранить на емких современных носителях информации для ведения историй болезней и многократного просмотра, и,

в-пятых, цифровые видеозаписи можно легко преобразовать в привычные изображения на рентгеновской пленке, экспонируя ее перед подходящим по размеру экрана дисплеем.

Для этого, в частности, было спроектировано ныне доступное на рынке СНГ "Устройство для печатания мультимедийных изображений..." (RU 22249 U1 и UA 1282 U).

Однако тот же опыт практической эксплуатации показал, что качество изображений, получаемых на основе целостных выходных видеосигналов, существенно зависит:

во-первых, от оптических помех, которые возникают, в частности: из-за подсветки от внешних источников света, под влиянием паразитных световых потоков между TV-камерами и рентгенооптическим преобразователем и между соседними TV-камерами и из-за искажений световых потоков в оптических каналах TV-камер и,

5 во-вторых, от воздействия на TV-камеры не преобразованного в видимый свет рентгеновского излучения, мощность которого может достигать 70% (а в лучших случаях оказывается не меньше 30%) исходной мощности этого излучения.

Некоторые из указанных недостатков удалось относительно легко исключить или, по меньшей мере, заметно ослабить. Так, согласно US 6,002,743 для исключения подсветки
10 от внешних источников света приемник был оснащен корпусом из рентгенопрозрачного и непрозрачного для видимого света материала, а для поглощения остаточного рентгеновского излучения между рентгенооптическим преобразователем и оптическими входами TV-камер была установлена цельная пластина из рентгенонепрозрачного свинцового стекла.

15 Такая пластина тем эффективнее защищает TV-камеры от остаточного рентгеновского излучения, чем больше ее толщина. Соответственно, заметно возрастает надежность приемника в целом. Однако это очевидное усовершенствование привело к нежелательным побочным результатам, а именно к усилению паразитных световых потоков между TV-камерами и рентгенооптическим преобразователем и между соседними TV-камерами и, как
20 следствие, к дополнительным искажениям световых потоков в оптических каналах TV-камер.

Действительно, яркость той части общего потока рентгеновского излучения, которая прошла через пациента или иное препятствие, неоднородна сама по себе и, что особенно важно, существенно отличается от яркости остальной части указанного потока.
25 Соответственно, видимое изображение на рентгенооптическом преобразователе также имеет части разной яркости. Наиболее яркие части порождают интенсивное ламбертовское излучение света в широких телесных углах. Соответствующие световые потоки свободно распространяются по случайным направлениям в пластине свинцового стекла и потому лишь частично попадают на оптические входы TV-камер, которые расположены точно
30 напротив упомянутых ярких участков. Другие же части этих световых потоков вызывают паразитную засветку соседних TV-камер и, многократно отражаясь от деталей приемника (в особенности от линз объективов TV-камер) и распространяясь внутри пластины свинцового стекла или проходя сквозь нее, могут попадать на оптические входы произвольных TV-камер приемника, создавая в каждом диагностическом сеансе случайный
35 набор оптических помех, и на относительно темные зоны рентгенооптического преобразователя, создавая случайную засветку, соизмеримую с яркостью этих зон.

Эти нежелательные эффекты особенно заметны, если угол падения лучей света от рентгенооптического преобразователя на поверхности линз объективов соответствующих TV-камер превышает угол полного внутреннего отражения в свинцовом стекле. Мало того,
40 в таких случаях вторичное отражение приводит к поляризации света.

Из US 6370225 известен более совершенный приемник рентгеновского излучения, который наиболее близок к предлагаемому далее приемнику по технической сущности. Он имеет:

светонепроницаемый корпус, одна из стенок которого рентгенопрозрачна, и
45 последовательно закрепленные за этой стенкой
рентгенооптический преобразователь,
поляризационный фильтр,
фильтр остаточного рентгеновского излучения в виде пластины свинцового стекла,
блок объективов фотоприемника, в котором количество и расположение объективов
50 соответствует количеству и расположению оптоэлектронных преобразователей (в частности, TV-камер) в фотоприемнике, и

уже упомянутый фотоприемник, содержащий по меньшей мере два оптоэлектронных преобразователя с развязанными электрическими выходами для подключения к системе

обработки фрагментарных видеосигналов и их "сшивания" в целостный выходной видеосигнал.

Наряду с указанными выше признаками известный приемник характеризуется следующими специфическими отличиями:

5 указанная пластина свинцового стекла со стороны, которая обращена к указанным объективам, разделена глухими перпендикулярно пересекающимися пазами на секции, количество которых равно количеству оптоэлектронных преобразователей в фотоприемнике,

10 указанные пазы имеют глубину примерно от 0,25 до 0,35 толщины пластины свинцового стекла и заполнены светонепроницаемым материалом, а

каждый объектив имеет одну входную линзу, которая примыкает к поверхности пластины свинцового стекла, три промежуточные линзы, которые разделены воздушными промежутками, и одну выходную линзу, которая примыкает к поверхности фотоприемника.

15 Из сказанного специалисту понятно, что в известном приемнике рентгеновского излучения задача повышения качества выходного изображения решается по частям и недостаточно эффективно, а задача повышения надежности практически не решена. Действительно:

поляризационный фильтр ослабляет поляризованную компоненту света, отраженного от свинцового стекла, однако не влияет на остальной световой поток,

20 многолинзовые оптические системы указанных объективов, в которых линзы разделены воздушными промежутками, порождают нерегулярные отражения практически не поляризованного света на указанный рентгенооптический преобразователь, а

затемненные пазы лишь уменьшают (но не исключают) паразитную засветку соседних оптоэлектронных преобразователей вследствие свободного движения световых лучей в не
25 надрезанной части пластины свинцового стекла.

Поэтому целостные видеосигналы могут содержать искажения диагностической картины.

Кроме того, упомянутые пазы снижают до неприемлемого уровня не только механическую прочность пластины хрупкого свинцового стекла, но и надежность приемника в целом.

30 Краткое изложение сущности изобретения

В основу изобретения положена задача - усовершенствованием формы выполнения, взаиморасположения и относительных размеров частей создать такой приемник рентгеновского излучения, который одновременно обеспечивал бы эффективное подавление внутренних помех в оптических каналах и эксплуатационную надежность.

35 Поставленная задача решена тем, что в приемнике рентгеновского излучения, имеющем:

светонепроницаемый корпус, одна из стенок которого рентгенопрозрачна, и последовательно закрепленные за этой стенкой -

40 рентгенооптический преобразователь,
фильтр остаточного рентгеновского излучения,

блок объективов, каждый из которых содержит по меньшей мере две последовательно установленные линзы для фокусировки части светового потока на соответствующем оптоэлектронном преобразователе, и

45 фотоприемник, содержащий по меньшей мере два оптоэлектронных преобразователя с частично перекрывающимися полями зрения и развязанными электрическими выходами для подключения к системе обработки фрагментарных видеосигналов и их "сшивания" в целостный выходной видеосигнал, согласно изобретению

внутри светонепроницаемого корпуса практически параллельно рентгенооптическому преобразователю жестко закреплена дополнительная светонепроницаемая и

50 рентгенонепроницаемая перегородка со сквозными отверстиями, количество и расположение которых соответствует количеству и расположению объективов и оптоэлектронных преобразователей,

фильтр остаточного рентгеновского излучения выполнен в виде шайб из

рентгенонепроницаемого светопрозрачного материала, которые жестко закреплены в сквозных отверстиях указанной дополнительной перегородки,

на указанной дополнительной перегородке со стороны, обращенной к указанному рентгенооптическому преобразователю, установлены бленды, количество и расположение

5 которых соответствует количеству и расположению объективов и оптоэлектронных преобразователей,

при этом длина "А" каждой бленды и расстояние "D" от передней (по ходу рентгеновских лучей) поверхности указанного рентгенооптического преобразователя до

10 плоскости передних (по ходу света) торцов объективов связаны соотношением $A/D = (0,50...0,95)$.

Введение в конструкцию приемника рентгеновского излучения дополнительной светонепроницаемой и рентгенонепроницаемой перегородки и бленд с указанным соотношением A/D и выполнение фильтра остаточного рентгеновского излучения в виде

15 указанных шайб, которые жестко закреплены в сквозных отверстиях указанной перегородки, позволяет одновременно:

во-первых, резко сократить паразитную засветку соседних оптоэлектронных преобразователей, поскольку шайбы из свинцового стекла, служащие фильтром остаточного рентгеновского излучения, оптически изолированы одна от другой в

20 указанной перегородке, а свет, отраженный от деталей оптических каналов на поверхность рентгенооптического преобразователя и обратно, большей частью возвращается через бленды в исходные каналы, и,

во-вторых, повысить эксплуатационную надежность приемника, ибо рентгеновская нагрузка на оптоэлектронные преобразователи ограничена только той незначительной

25 частью не преобразованного в свет рентгеновского излучения, которое может пройти через шайбы указанного фильтра, а опасность чисто механического разрушения этого фильтра исключена.

Предпочтительно, чтобы соотношение A/D было выбрано в пределах $(0,55-0,90)$. Это обеспечивает гарантированное перекрытие полей зрения оптоэлектронных преобразователей.

30 Еще одно отличие состоит в том, что указанная дополнительная перегородка изготовлена из свинцовой пластины и опорной пластины из подходящего жесткого материала. Тем самым обеспечивается практически полное поглощение остаточного рентгеновского излучения, которое не попадает в указанные бленды, и достаточные прочность и устойчивость корпуса и закрепленных в нем частей оптических каналов.

35 Следующие отличия состоят в том, что каждый объектив оснащен по меньшей мере одной диафрагмой для ограничения светового потока, предпочтительно тремя диафрагмами, установленными соответственно перед входной линзой, между линзами и после выходной линзы. Эти диафрагмы дополнительно защищают оптоэлектронные преобразователи от световых помех, которые могут возникнуть из-за повторных отражений

40 света внутри оптических каналов.
И, наконец, дополнительные отличия состоят в том, что боковые стенки корпуса, бленды с внутренней стороны и диафрагмы с обеих сторон имеют черное матовое покрытие, а поверхности указанных шайб фильтра остаточного рентгеновского излучения и линзы объективов имеют просветляющие покрытия. Такие покрытия служат

45 дополнительными средствами подавления случайных световых помех, вызванных отражениями света внутри оптических каналов, и практически исключают снижение яркости изображения по краям поля зрения каждого из оптоэлектронных преобразователей, которое возможно под влиянием диафрагм.

Краткое описание чертежей

50 Далее сущность изобретения поясняется подробным описанием предложенного устройства со ссылками на прилагаемые чертежи, где изображены на:

фиг.1 - приемник рентгеновского излучения в разрезе плоскостью, включающей геометрические оси одного из вертикальных рядов оптоэлектронных преобразователей;

фиг.2 - схема расположения оптоэлектронных преобразователей относительно рентгенооптического преобразователя (с частичным вырывом передней торцевой стенки корпуса приемника и рентгенооптического преобразователя).

Наилучшие варианты воплощения изобретения

5 Предложенный приемник рентгеновского излучения в наиболее простой форме аппаратной реализации (см. фиг.1), как минимум, содержит:

светонепроницаемый корпус 1, одна из торцевых стенок 2 которого изготовлена из рентгенопрозрачного материала (например, из гетинакса или углепластика); и

10 последовательно закрепленные за указанной торцевой стенкой 2 рентгенооптический преобразователь 3, который обычно изготовлен из солей редкоземельных элементов или йодида цезия и примыкает к торцевой стенке 2 корпуса 1,

бленды 4, количество и расположение которых равно количеству и расположению указанных далее объективов и оптоэлектронных преобразователей и которые установлены в корпусе 1 так, чтобы "поля зрения" упомянутых преобразователей частично

15 перекрывались,

дополнительная свето- и рентгенонепрозрачная перегородка 5, которая жестко закреплена в корпусе 1, служит опорой для бленд 4 и других указанных далее частей оптических каналов и имеет сквозные отверстия, которые перекрыты шайбами 6 из рентгенонепрозрачного светопрозрачного материала типа свинцового стекла, которые в

20 совокупности служат основным фильтром остаточного рентгеновского излучения, объективы 7, количество и расположение которых соответствует количеству и расположению указанных далее оптоэлектронных преобразователей и каждый из которых имеет по меньшей мере две разделенные воздушным промежутком линзы 8 для фокусировки частей изображения на оптоэлектронных преобразователях и, как правило, три (входную, промежуточную и выходную) диафрагмы 9 для ограничения светового

25 потока, оптоэлектронные преобразователи 10, каждый из которых закреплен на собственной опоре в юстировочном устройстве 11 для установки на оптической оси соответствующего объектива 7 и которыми обычно служат доступные на рынке TV-камеры.

30 Электрические выходы оптоэлектронных преобразователей 10 оформлены в виде разъемов 12, которые через гибкий многожильный кабель 13 подключены:

во-первых, к не показанному здесь источнику электроэнергии и,

во-вторых, к электронному блоку 14 для коррекции геометрических искажений и

35 "сшивания" фрагментарных видеосигналов в целостные видеосигналы для демонстрации изображений на видеомониторе ПК 15 и/или их записи на подходящие цифровые носители информации.

Перегородка 5 изготовлена, как правило, из не обозначенных особо двух частей, а именно поглотителя остаточного рентгеновского излучения (обычно в виде свинцовой пластины) и опорной пластины из прочного жесткого материала (например, дюралюминия,

40 стали или произвольного армированного полимера). Боковые стенки корпуса 1 и бленды 4 с внутренней стороны и диафрагмы 9 с обеих сторон обычно имеют черное матовое покрытие 16, а поверхности шайб 6 (т.е. фильтра остаточного рентгеновского излучения) и линз 8 обычно имеют просветляющие покрытия 17.

45 Специалисту понятно, что бленды 4 должны обеспечивать частичное перекрытие полей зрения соседних оптоэлектронных преобразователей 10 на рентгенооптическом преобразователе 3, как это показано на фиг.1 в виде пересечения лучей света, исходящих от рентгенооптического преобразователя 3 в объективы 7. Наряду с этим условием бленды 4 должны:

50 свести к минимуму снижение яркости изображения по краям поля зрения каждого оптоэлектронного преобразователя 10 даже тогда, когда объективы 7 имеют диафрагмы 9, и,

существенно уменьшить паразитную засветку соседних оптических каналов светом,

многократно отражаемым от линз 8 на рентгенооптический преобразователь 3 и обратно.

Для достижения этих целей длину "А" бленд 4 выбирают с учетом расстояния "D" от передней (по ходу рентгеновских лучей) поверхности рентгенооптического преобразователя 3 до плоскости передних (по ходу света) торцов объективов 7 согласно

5 соотношению

$A/D=(0,50-0,95)$, а предпочтительно $(0,50-0,90)$.

Указанные соотношения были установлены экспериментально на опытном образце приемника рентгеновского излучения, который имел:

10 рентгенооптический преобразователь 3 на основе оксисульфида гадолиния, набор сменных бленд 4 разной высоты "А" с черными матовыми покрытиями 16 на внутренних поверхностях,

свето- и рентгенонепропускаемую перегородку 5 в виде прочно соединенных между собой свинцовой пластины толщиной 2,5 мм и дюралюминиевой пластины толщиной 8,0 мм, которая имела 36 сквозных отверстий диаметром 27 мм и зачеканенные в этих

15 отверстиях шайбы 6 из свинцового стекла толщиной 10,0 мм с просветляющими покрытиями 17 с обеих сторон,

объективы 7 в виде наборов склеенных линз с просветляющими покрытиями 17 на свободных поверхностях,

20 фотоприемник в виде решетки, включающей 6×6 оптоэлектронных преобразователей 10 в виде фотодиодных матриц производства фирмы "Sony" (Япония), которые в экспериментах служили датчиками яркости,

электронный блок 14 для коррекции геометрических искажений и "сшивания" фрагментарных видеосигналов в целостные видеосигналы производства фирмы "ТелеОптик" (Киев, Украина), оснащенный программным обеспечением "Альфа-Телеоптик"

25 той же фирмы, и

обычный ПК 15 с жидкокристаллическим видеомонитором.

Кроме того, в экспериментах использовали:

рентгеновский излучатель модели 2,5-50БД150 производства НПО "Светлана" (Санкт-Петербург, Россия),

30 импульсный источник питания указанного излучателя с питающим напряжением 40-125 кВ и током 40-400 мА производства завода "МосРентген" (Москва, Россия),

коллиматор в виде свинцовых шторок, которые были установлены на выходе упомянутого рентгеновского излучателя для обеспечения однородной засветки всей приемной поверхности рентгенооптического преобразователя 3,

35 не показанный на чертежах подвижный экран в виде рентгенонепропускаемой свинцовой пластины, размеры которой соответствуют максимальному полю зрения оптоэлектронного преобразователя 10 (в частности, 44×33 мм для указанных фотодиодных матриц). Этот экран был предназначен для глушения рентгеновских входов в отдельные оптические каналы.

40 Размер "D" составлял 75 мм и оставался неизменным во всех экспериментах.

Методика измерений была разработана с учетом двух основных предпосылок, которые были установлены экспериментально в ходе длительной практической эксплуатации нескольких серий приемников рентгеновского излучения.

45 Первая предпосылка состоит в том, что перекрытие полей зрения соседних оптоэлектронных преобразователей 10 должно быть, как правило, не менее 3% во избежание случайной потери некоторой части диагностической информации, но не более 10% во избежание чрезмерных потерь разрешающей способности фотоприемника в целом.

Из сказанного следует, что высота "А" бленд 4 не может быть равна размеру "D" (и потому полная изоляция оптических каналов исключена).

50 Соответственно, вторая предпосылка состоит в том, что последовательное глушение вышеупомянутым подвижным свинцовым экраном рентгеновских входов в отдельные оптические каналы не исключает засветки фотодиодных матриц в таких каналах через соседние оптические каналы. Поэтому детектирование света фотодиодной матрицей под

любым оптическим каналом, который экранирован от рентгеновского излучения, и распределение яркости в пределах этой матрицы могут служить критерием эффективности выбора соотношения "A/D".

Основанная на этих предпосылках методика определения допустимых пределов указанного соотношения включала:

(1) определение исходной яркости света в оптически изолированных каналах при использовании свободного рентгенооптического преобразователя;

(2) последовательное определение яркости света (непосредственно фотодиодными матрицами) и ее распределения относительно центральной зоны каждой такой матрицы (с применением программного обеспечения "Альфа-Телеоптик") в каждом оптическом канале, рентгеновский вход в который был временно закрыт подвижным свинцовым экраном, в том числе:

(2.1.) в отсутствие бленд 4,

(2.2) при использовании бленд 4 разной высоты (и, соответственно, с разным соотношением "A/D") вплоть до полного перекрытия зазора между рентгенооптическим преобразователем 3 и перегородкой 5 с изоляцией оптических каналов.

Результаты измерений представлены в таблице.

ЗАВИСИМОСТЬ ЗАСВЕТКИ ОПТИЧЕСКИХ КАНАЛОВ, ЗАКРЫТЫХ ПОДВИЖНЫМ СВИНЦОВЫМ ЭКРАНОМ, ЧЕРЕЗ СОСЕДНИЕ ОПТИЧЕСКИЕ КАНАЛЫ, ОТ СООТНОШЕНИЯ "A/D"

| Номера п/п | A/D | Яркость, % от исходной величины | | | Примечания |
|------------|------|---------------------------------|------------------|-------------------|---|
| | | в центре | на левой границе | на правой границе | |
| 1 | 0 | 6,4 | 8,8 | 10,0 | Бленды отсутствуют |
| 2 | 0,22 | 4,0 | 5,6 | 6,2 | Бленды неэффективны |
| 3 | 0,42 | 2,0 | 3,0 | 3,2 | |
| 4 | 0,50 | 1,6 | 2,2 | 2,5 | Бленды снижают паразитную засветку до приемлемого уровня |
| 5 | 0,55 | 1,2 | 1,8 | 2,0 | Бленды эффективно снижают паразитную засветку соседних оптических каналов и выравнивают яркость на рабочей поверхности оптоэлектронных преобразователей |
| 4 | 0,62 | 0,8 | 1,6 | 1,8 | |
| 6 | 0,75 | 0,4 | 0,8 | 1,0 | |
| 7 | 0,83 | 0,3 | 0,6 | 0,7 | |
| 8 | 0,90 | 0,2 | 0,4 | 0,5 | Бленды слегка ограничивают поле зрения фотодиодных матриц |
| 9 | 0,95 | 0,1 | 0,2 | 0,3 | Сшивка фрагментов в целостное изображение реально возможна |
| 10 | 1,0 | 0 | 0 | 0 | Бленды изолируют оптические каналы и разделяют изображение на фрагменты |

Как видно из таблицы, заметное снижение паразитной засветки соседних оптических каналов и выравнивание яркости на рабочей поверхности оптоэлектронных преобразователей происходит при соотношении A/D=0,50 и достигает практически возможного максимума при A/D=0,95, когда перекрытие полей зрения соседних оптоэлектронных преобразователей 10 приближается к 2%. Уже в этом интервале A/D=(0,50-0,95) становятся излишними программные средства распознавания и элиминации таких случайных оптических помех, которые могут влиять на качество сшивания фрагментарных видеосигналов в целостные видеосигналы (и соответствующие им изображения диагностируемых или проверяемых объектов).

Однако на практике целесообразно устанавливать соотношение "A/D" в интервале от 0,55 до 0,90, когда случайные оптические помехи пренебрежимо малы и не могут повлиять на качество медицинской диагностики и, тем более, на качество рентгеновской дефектоскопии или пограничного и таможенного контроля багажа пассажиров и грузов.

Работает описанный приемник рентгеновского излучения следующим образом.

При сборке или перед запуском в эксплуатацию оптоэлектронные преобразователи 10 с помощью юстировочных устройств 11 (см. фиг.1) устанавливают в выходных плоскостях объективов 7 таким образом, чтобы центры светочувствительных поверхностей преобразователей 10 соответствовали фокусам объективов 7, каждый из которых расположен напротив определенной части поверхности рентгенооптического преобразователя 3 (см. фиг.2). Для облегчения юстировки могут быть использованы известные калибровочные тест-объекты (пространственные миры), как это, например, указано в WO 98/11722.

Юстированный приемник устанавливают в устройство для рентгеновской диагностики

(или дефектоскопии, или досмотра) таким образом, чтобы объект исследования мог находиться в зазоре между выходом рентгеновского излучателя и рентгенопрозрачной стенкой 2 светонепроницаемого корпуса 1. Тогда при каждом включении излучателя поток рентгеновских лучей будет действовать на рентгенооптический преобразователь 3, который служит Ламбертовским источником света и генерирует световой поток, дифференцированный по яркости вследствие взаимодействия с объектом диагностики (или дефектоскопии, или досмотра).

Бленды 4 разделяют этот световой поток на отдельные пучки, которые через шайбы 8 из фильтрующего остаточное рентгеновское излучение свинцового стекла и объективы 7 попадают на светочувствительные поверхности оптоэлектронных преобразователей 10. Они формируют аналоговые электрические сигналы, которые соответствуют частично перекрывающимся фрагментам изображения, сформированного на рентгенооптическом преобразователе 3. Указанные сигналы через разъемы 12 и гибкий многожильный кабель 13 поступают в электронный блок 14, который преобразует их в цифровую форму, корректирует геометрические искажения и "сшивает" фрагментарные цифровые видеосигналы в целостные цифровые видеосигналы для последующей демонстрации изображений на видеомониторе ПК 15 и/или для записи на подходящих цифровых носителях информации.

Особенности работы приемника согласно изобретению состоят в следующем.

Свето- и рентгенонепрозрачная перегородка 5 практически полностью поглощает ту часть остаточного рентгеновского излучения, которая не попадает на шайбы 6 из свинцового стекла, и полностью исключает перетоки света между указанными шайбами 6.

Бленды 4 резко сокращают паразитную засветку соседних каналов светом, отраженным от объективов 7 и/или оптоэлектронных преобразователей 10 на рентгенооптический преобразователь 3 и обратно.

Диафрагмы 9 дополнительно подавляют случайные оптические помехи (особенно в виде света, отраженного от поверхности оптоэлектронных преобразователей 10). Той же цели (но применительно к любым световым помехам) служат черные матовые покрытия 16 боковых стенок корпуса 1, бленд 4 с внутренней стороны и диафрагм 9 с обеих сторон.

И, наконец, просветляющие покрытия 17 практически на порядок снижают отражательную способность поверхностей шайб 6 и линз 8.

Промышленная применимость

Промышленная применимость приемника рентгеновского излучения обусловлена:

во-первых, возможностью его изготовления на современной элементной базе в разных конфигурациях, и, во-вторых, возможностью применения для синтеза целостных (без видимых стыков) изображений диагностируемых объектов с высокой разрешающей способностью.

Формула изобретения

1. Приемник рентгеновского излучения, имеющий светонепроницаемый корпус, одна из стенок которого рентгенопрозрачна, и последовательно закрепленные за этой стенкой рентгенооптический преобразователь рентгеновского излучения в видимый свет, фильтр остаточного рентгеновского излучения, блок объективов, каждый из которых содержит по меньшей мере две последовательно установленные линзы для фокусировки части светового потока на соответствующем оптоэлектронном преобразователе, и фотоприемник, содержащий, по меньшей мере, два оптоэлектронных преобразователя с частично перекрывающимися полями зрения и развязанными электрическими выходами для подключения к системе обработки фрагментарных видеосигналов и их «сшивания» в целостный выходной видеосигнал, отличающийся тем, что внутри светонепроницаемого корпуса практически параллельно рентгенооптическому преобразователю жестко закреплена дополнительная светонепроницаемая и рентгенонепрозрачная перегородка со сквозными отверстиями, количество и расположение которых соответствует количеству и расположению объективов и оптоэлектронных преобразователей, фильтр остаточного

рентгеновского излучения выполнен в виде шайб из рентгенонепроходимого светопрозрачного материала, которые жестко закреплены в сквозных отверстиях указанной дополнительной перегородки, на указанной дополнительной перегородке со стороны, обращенной к рентгенооптическому преобразователю, установлены бленды, количество и

5 расположение которых соответствует количеству и расположению объективов и оптоэлектронных преобразователей, при этом длина A каждой бленды и расстояние D от передней (по ходу рентгеновских лучей) поверхности рентгенооптического преобразователя до плоскости передних (по ходу света) торцов объективов связаны соотношением $A/D=(0,5\pm 0,95)$.

10 2. Приемник по п.1, отличающийся тем, что соотношение $A/D=(0,55\pm 0,90)$.

3. Приемник по п.1, отличающийся тем, что указанная дополнительная перегородка изготовлена из поглотителя остаточного рентгеновского излучения в виде свинцовой пластины и опорной пластины из подходящего жесткого материала.

15 4. Приемник по п.3, отличающийся тем, что каждый объектив оснащен по меньшей мере одной диафрагмой для ограничения светового потока.

5. Приемник по п.4, отличающийся тем, что каждый объектив имеет три диафрагмы, которые установлены перед входной линзой, между линзами и после выходной линзы.

6. Приемник по п.4, отличающийся тем, что боковые стенки корпуса, бленды с внутренней стороны и диафрагмы с обеих сторон имеют черное матовое покрытие.

20 7. Приемник по п.1, отличающийся тем, что поверхности указанных шайб фильтра остаточного рентгеновского излучения и линзы объективов имеют просветляющие покрытия.

25

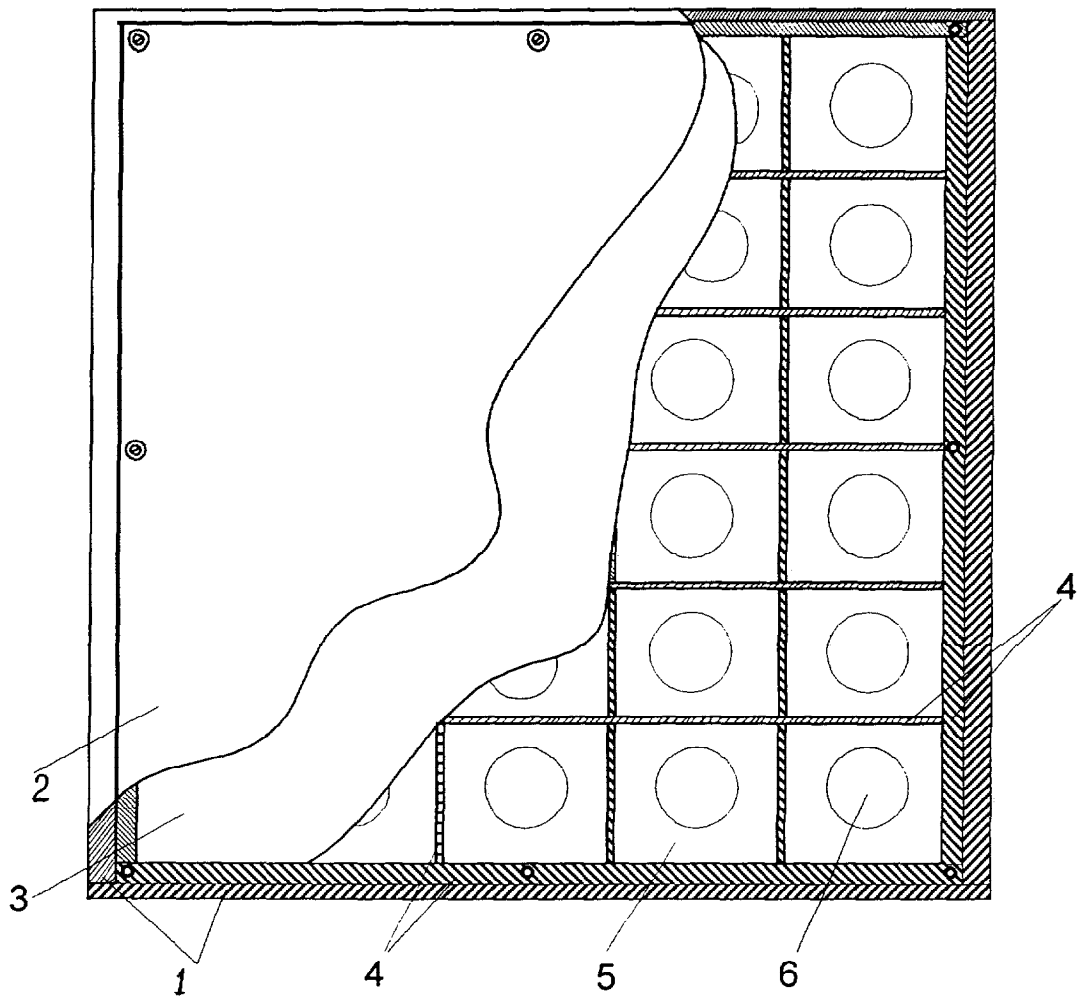
30

35

40

45

50



Фиг.2