



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
 ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ,  
 ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

## (12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21), (22) Заявка: 2001133099/28, 28.08.2000  
 (24) Дата начала действия патента: 28.08.2000  
 (43) Дата публикации заявки: 10.10.2003  
 (45) Опубликовано: 27.09.2005 Бюл. № 27  
 (56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: RU 2126550 C1, 20.02.1999. EP 271723 A1, 22.06.1988. SU 306770 A, 31.10.1983. EP 286393 A2, 12.10.1988.  
 (85) Дата перевода заявки РСТ на национальную фазу: 06.12.2001  
 (86) Заявка РСТ:  
 ВУ 00/00005 (28.08.2000)  
 (87) Публикация РСТ:  
 WO 02/27306 (04.04.2002)  
 Адрес для переписки:  
 220012, г. Минск, а/я 133, М.Ш. Горячко

(72) Автор(ы):  
 ЛИНЕВ Владимир Николаевич (ВУ),  
 СЕМЕННИКОВ Анатолий Иванович (ВУ)  
 (73) Патентообладатель(ли):  
 Научно-производственное частное унитарное предприятие АДНИ (ВУ)

## (54) СПОСОБ РЕНТГЕНОВСКОГО КОНТРОЛЯ ТЕЛА (ВАРИАНТЫ) И УСТАНОВКА ДЛЯ ЕГО РЕАЛИЗАЦИИ (ВАРИАНТЫ)

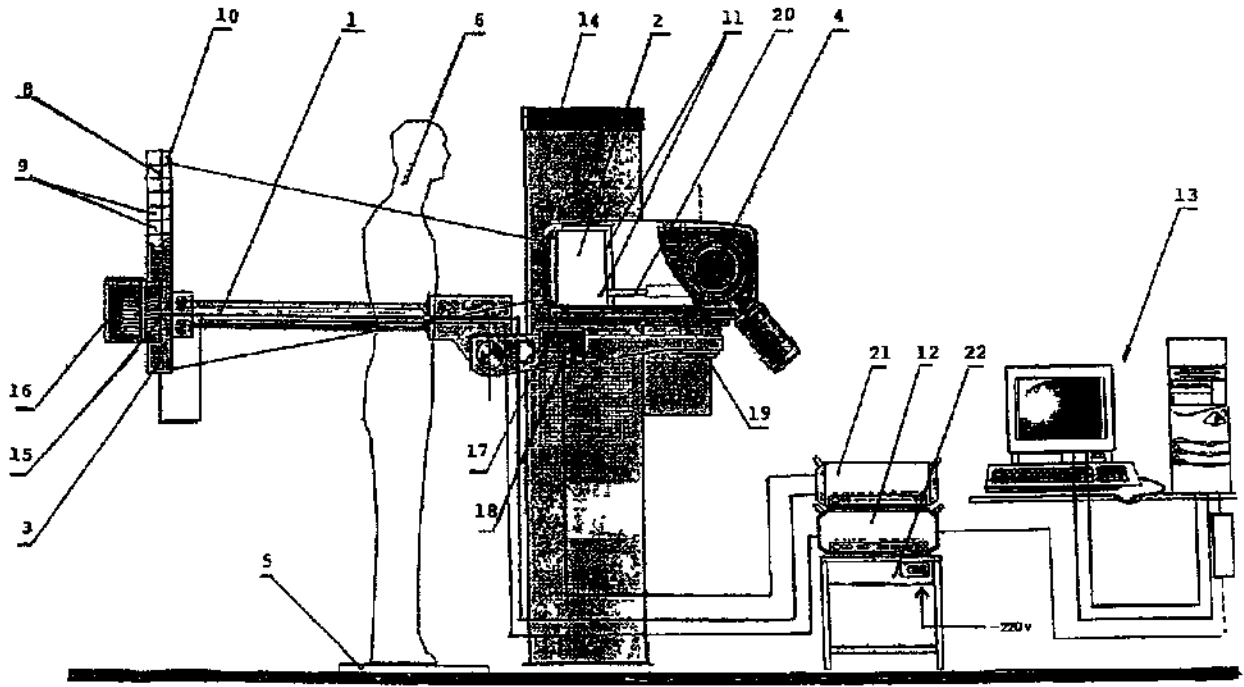
(57) Реферат:  
 Использование: для рентгеновского контроля тела. Сущность: заключается в том, что рентгеновский контроль тела осуществляют путем сканирования его предварительно сформированным коллимированным пучком рентгеновского излучения малой мощности за счет синхронного, независимого перемещения относительно неподвижного тела плоского, вертикального пучка рентгеновского излучения и

датчика, выполненного в виде вертикальной линейки детекторов излучения. В другом варианте изобретения тело движется относительно плоского, вертикального пучка рентгеновского излучения и датчика, выполненного в виде вертикальной линейки детекторов излучения. Технический результат: создание безопасных и эффективных способа и устройства, позволяющих проводить полный рентгеновский контроль тела с большой точностью. 4 ил. и 19 з.п. ф-лы, 7 ил., 1 табл.

RU 2 261 465 C2

RU 2 261 465 C2

RU 2 2 6 1 4 6 5 C 2



Фиг 1

RU 2 2 6 1 4 6 5 C 2

## Область техники

Изобретение относится к области технической физики, в частности к технике детектирования излучения и может быть использовано при фотометрии, дозиметрии, а также при измерении пространственно-энергетических характеристик полей оптического и ионизирующего излучений в целях, например рентгеновского контроля тел, в частности, тела человека, для обнаружения в них или на них некоторых нежелательных предметов или веществ как для медицинского контроля, так и в немедицинских целях, например для предотвращения хищений или актов терроризма и обеспечения безопасности в зданиях и сооружениях, например в аэропортах, банках и других местах повышенного риска.

## 10 Уровень техники

В настоящее время вопросы контроля тел, в частности тел людей, для обнаружения в них или на них некоторых нежелательных объектов, предметов или веществ, приобретают особую важность и остроту. Это связано, например, с необходимостью раннего выявления различных тяжелых заболеваний, таких как новообразования или туберкулез. Из немедицинских применений можно выделить предотвращение хищений, например наркотиков или драгоценных камней и металлов, а также обеспечение безопасности как полетов воздушного транспорта, так и банков, посольств, ядерных центров и других объектов и спецучреждений.

Рентгеновская интроспекция багажа в аэропортах является на сегодня основным эффективным средством обеспечения безопасности полетов. Устройства рентгеновского контроля багажа [см. проспект фирмы EUROP SCAN], представляют собой транспортер, проходящий сквозь прямоугольную раму, в верхней части которой установлен источник рентгеновского излучения, а в нижней части, под транспортером, - датчик. Указанное устройство не предназначено для контроля пассажиров, поскольку, для повышения разрешающей способности, использует источник с высоким уровнем излучения.

Контроль пассажиров на наличие металлических предметов под одеждой осуществляется с помощью электромагнитных рамок и металлоискателей. Рентгеновский метод для досмотра не использовался из-за опасности для здоровья.

В последнее время предпринимаются попытки осуществить малодозовый рентгеновский контроль, которому можно было бы подвергать людей без угрозы для их здоровья.

Известны способ и установка рентгеновского контроля [изделие BodySearch, см. проспект фирмы American Science and Engineering, Inc]. Человека облучают пучком рентгеновского излучения низкой мощности, улавливают отраженное (рассеянное) поверхностью его тела излучение, преобразуют его в изображение и по нему судят о наличии у него, например запрещенных предметов. Установка, реализующая этот способ, имеет корпус, в котором расположены источник рентгеновского излучения малой мощности, устройство для формирования пучка рентгеновского излучения и детектор отраженного излучения. Вплотную к корпусу расположена платформа, открытая с трех сторон. Человек стоит на платформе вплотную к корпусу, лицом или спиной к нему. Источник, расположенный на высоте приблизительно половины роста человека, излучает конический расходящийся пучок рентгеновского излучения низкой мощности, которое, проходя через одежду, отражается от поверхности тела пассажира. Отраженное излучение улавливается детектором и создает на нем картину того, что находится на поверхности тела, в одежде и на одежде той половины тела, которая повернута к корпусу. Для полного осмотра необходимо подвергать человека облучению в двух положениях: лицом к корпусу и спиной к нему. При этом не подвергаются досмотру внутренние полости тела, т.е. невозможно обнаружить предметы, проглоченные и находящиеся в желудке или помещенные в другие естественные полости тела.

Кроме того, наибольшему облучению подвергаются наиболее чувствительные органы человека, находящиеся в средней части тела, а ноги и, особенно обувь, которая также может служить для транспортировки контрабанды, оказываются вне поля зрения контролера.

Известны способ и установка для рентгеновского контроля тела [патент США №5404377,

публ. 04.04.1995, патент России №2126550, публ. 20.02.1999] путем сканирования его предварительно сформированным пучком рентгеновского излучения в виде плоской пачки плоских пучков рентгеновского излучения малой мощности за счет перемещения тела и источника излучения относительно друг друга, приема излучения, проходящего через тело, создания оптического изображения из этого излучения, передачи и усиления этого оптического изображения, формирования изображения в электронном виде и его анализа.

В установке источник излучения, коллиматор специальной конструкции и датчик в виде матрицы детекторов излучения закреплены на держателе, который передвигается относительно неподвижного тела. Каждый из детекторов излучения содержит устройства для формирования оптического изображения из рентгеновского излучения, прошедшего через тело, волоконно-оптические элементы связи, усилители оптического изображения и устройства для преобразования оптического изображения в электронное изображение. Средства визуализации включают в себя указанный датчик и устройство обработки указанного электронного изображения.

Поскольку передача информации в виде оптического изображения сопровождается значительными потерями, требуется его промежуточное усиление. Для создания изображения, пригодного для преобразования в оптическое изображение требуется пачка пучков излучения, имеющая определенную высоту. Массивный держатель с закрепленными на нем устройствами не может передвигаться достаточно быстро.

Соблюдение минимальной дозы, получаемой телом, при условии небольшой скорости перемещения источника в сочетании с мощностью излучения, прошедшего через тело, достаточной для получения оптического изображения, представляет собой сложную задачу.

Известна также сканирующая рентгеновская система [европейский патент №271723 А1, публ. 22.06.1988], содержащая датчик рентгеновского излучения, прошедшего через тело, выполненный в виде вертикальной линейки детекторов, и коллиматор в виде пары вертикальных параллельных пластин для формирования рентгеновского излучения.

Известен сцинтилляционный счетчик [авторское свидетельство СССР №306770 А, публ. 31.10.1983], содержащий в одном корпусе первое устройство для преобразования рентгеновского излучения, прошедшего через тело, в излучение видимого света (сцинтиллятор), и примыкающее к нему второе устройство для преобразования излучения видимого света в электрический сигнал (фотоэлектронный умножитель).

Сущность изобретения

Техническим результатом заявленного изобретения является создание безопасных и эффективных способов и устройств для осуществления полного рентгеновского контроля тела с большой точностью.

При этом возникает также задача устранения влияния изменений условий окружающей среды на одну из модификаций установки.

Поставленная задача в способе рентгеновского контроля тела путем сканирования его предварительно сформированным коллимированным пучком рентгеновского излучения малой мощности за счет перемещения тела и источника излучения относительно друг друга, приема излучения, проходящего через тело, формирования и анализа изображения в электронном виде, решена за счет того, что пучок излучения формируют в виде одного плоского пучка, а излучение, принимаемое в каждый момент сканирования и преобразованное в излучение видимого света, преобразуют в цифровые электронные сигналы.

Предпочтительно плоский пучок излучения формируют вертикальным.

В одном из вариантов осуществления способа плоский пучок излучения перемещают в горизонтальной плоскости относительно неподвижного тела, а датчик излучения перемещают в горизонтальной плоскости синхронно с указанным пучком. Перемещение плоского пучка излучения осуществляют путем перемещения коллиматора по горизонтали, поддерживая соотношение скоростей движения коллиматора и датчика излучения постоянным. Коллиматор перемещают посредством привода с шаговым двигателем, а

перемещение датчика излучения осуществляют также посредством привода с шаговым двигателем и синхронизируют с перемещением коллиматора поддерживая соотношение скоростей вращения указанных шаговых двигателей.

В другом варианте осуществления способа перемещают тело относительно неподвижных источника и датчика излучения.

Плоский пучок излучения при этом формируют с углом расхождения в вертикальной плоскости 37-43° и располагают так, что горизонтальная плоскость, проходящая через нижнюю точку тела, отсекает от пучка 2-5°.

В установке рентгеновского контроля тела, содержащей платформу для размещения тела, устройство обработки сигналов, источник рентгеновского излучения малой мощности и держатель с расположенными на нем коллиматором и датчиком, состоящим из детекторов излучения, каждый из которых содержит первые устройства для преобразования рентгеновского излучения, прошедшего через тело, в излучение видимого света, и вторые устройства для преобразования излучения видимого света в электронный сигнал, поставленная задача решается тем, что датчик выполнен в виде вертикальной линейки детекторов излучения, в каждом из которых указанное первое устройство выполнено для преобразования в цифровой электронный сигнал и непосредственно примыкает к указанному второму устройству.

Коллиматор, выполненный в виде хотя бы одной пары параллельных пластин, и датчик размещены вертикально.

Предпочтительно держатель расположен горизонтально с возможностью перемещения в вертикальной плоскости параллельно самому себе, относительно платформы для размещения тела, закрепленной неподвижно. На держателе размещены горизонтальные направляющие для движения по ним датчика, снабженного приводом с шаговым двигателем и горизонтальные направляющие для движения по ним коллиматора, также снабженного приводом с шаговым двигателем. Источник излучения закреплен с возможностью поворота вокруг вертикальной оси и связан телескопической штангой с коллиматором. Указанные приводы связаны с блоком управления для поддержания заданного соотношения скоростей вращения указанных шаговых двигателей. Источник излучения закреплен с возможностью поворота вокруг вертикальной оси и связан телескопической штангой с коллиматором.

В альтернативном примере реализации установки держатель выполнен П-образной формы и установлен вертикально, причем на одной из стоек держателя закреплен линейный датчик, а во второй стойке - коллиматор.

Платформа для размещения тела выполнена с возможностью перемещения между стойками держателя перпендикулярно его плоскости и снабжена автономным двигателем и направляющими, платформа снабжена ограждением.

Источник излучения расположен с внешней стороны указанной второй стойки на 20-50% выше уровня платформы. Коллиматор укреплен внутри указанной второй стойки держателя. Пространство между источником излучения и второй стойкой закрыто дополнительным корпусом в виде пирамиды с основанием, прилегающим к указанной стойке и углом при вершине, равным наибольшему углу рассеяния пучка, внутри дополнительного корпуса размещен вертикально хотя бы один дополнительный коллиматор, выполненный в виде пары параллельных пластин.

Датчик может быть выполнен из двух частей, верхняя из которых составляет 60-70% общей высоты датчика и установлена под углом 4-6° к вертикали по направлению к платформе для размещения тела.

Для устранения влияния изменений условий окружающей среды верхняя перекаладина между вертикальными стойками держателя П-образной формы выполнена в виде четырех стержней, продетых в соответствующие отверстия в углах четырех плоских прямоугольных пластин, размещенных попарно на трети длины стержней у каждого их конца на равных расстояниях от конца стержня и между собой в парах, причем концы стержней предназначены для крепления к вертикальным стойкам.

Краткое описание чертежей

На чертежах представлены примеры реализации изобретения.

На фиг.1 приведен общий вид установки по одному из предпочтительных вариантов ее реализации,

- 5 на фиг.2 - блок-схема установки по фиг.1,
- на фиг.3 - схема, поясняющая геометрические принципы построения системы движения,
- на фиг.4 - общий вид установки по другому предпочтительному варианту реализации изобретения,
- на фиг.5 - схематическое изображение действия установки на фиг.4,
- 10 на фиг.6 - конструкция верхней перекладки установки на фиг.4,
- на фиг.7 - схема, иллюстрирующая движение сквозь установку на фиг.4.

Подробное описание изобретения

- 15 Настоящее изобретение может иметь множество разнообразных применений и будет проиллюстрировано на примере двух из них: медицинского - установка по фиг.1-3, и
- 15 немедицинского - установка по фиг.4-7.

- Медицинская установка по изобретению, показанная на фиг.1, содержит держатель 1 с расположенными на нем коллиматором 2 и датчиком 3, источник 4 рентгеновского излучения малой мощности, платформу 5 для размещения тела 6 и устройство 7 обработки информации (см. фиг.2). Датчик 3 выполнен в виде вертикальной линейки детекторов
- 20 излучения 8, каждый из которых содержит устройство 9 для преобразования излучения видимого света в цифровой электронный сигнал, которое непосредственно примыкает к устройству 10 для преобразования рентгеновского излучения, прошедшего через тело, в излучение видимого света, например сцинтилляционного типа.

- 25 Коллиматор 2, выполненный в виде хотя бы одной пары параллельных пластин 11, и датчик 3 размещены вертикально.

- Устройство 7 обработки информации (см. фиг.2) содержит блок 12 интерфейса и устройство 13 обработки полученных сигналов, например, в виде компьютерного рабочего места оператора. Блок 12 интерфейса предназначен для управления всеми блоками установки, проверки их работы, преобразования и первичной обработки информации. Он
- 30 также используется для осуществления связи с устройством 13 обработки полученных сигналов, так же как и для обеспечения возможности выполнения блока 13 существенно удаленным от источника 4 рентгеновского излучения, с тем, чтобы уменьшить дозовую нагрузку на обслуживающий персонал.

- В данной установке держатель 1 установлен на опоре 14 горизонтально с возможностью
- 35 перемещения в вертикальной плоскости параллельно самому себе, относительно платформы 5 для размещения тела 6, в частности пациента, закрепленной неподвижно. На держателе 1 размещены горизонтальные направляющие 15 для движения по ним датчика 3, снабженного приводом с шаговым двигателем 16 и горизонтальные направляющие 17 для движения по ним коллиматора 2, снабженного также приводом с шаговым двигателем
- 40 18. Источник 4 излучения, как показано на фиг.1, установлен на шарнире 19 с возможностью поворота вокруг вертикальной оси и связан телескопической штангой 20 с коллиматором 2.

- Установка снабжена также блоком управления 21 для поддержания заданного соотношения скоростей вращения шаговых двигателей коллиматора и датчика, а также
- 45 блоком питания 22, с соответствующими связями (не показаны) для снабжения блоков установки необходимыми напряжениями.

В описанной установке заявляемый способ реализуют в процессе работы следующим образом.

- Исследуемое тело 6, в частности тело человека, будем называть его для данного
- 50 случая «пациентом», размещают на платформе 5. Передвигают держатель 1 в вертикальной плоскости и достигают правильного расположения коллиматора 2 и датчика 3 относительно исследуемого участка тела пациента 6 в зависимости от роста последнего. Коллиматор 2 и датчик 3 устанавливают так, что плоский вертикальный пучок

рентгеновского излучения с высокой точностью попадает на вертикальную линейку детекторов 8 излучения, составляющих датчик 3. Включают шаговые двигатели 16 и 18 и начинают синхронное движение коллиматора 2 и датчика 3 по соответствующим горизонтальным направляющим 15 и 17. Источник 4 рентгеновского излучения испускает  
5 поток, из которых коллиматор 2 посредством своих двух вертикальных пластин 11 формирует один плоский вертикальный пучок.

Принципы построения синхронизации системы движения показаны на фиг.3. Во время сканирования датчик 3 и, соответственно, его детекторы излучения 8, с постоянной скоростью перемещается от точки А к точке В. Синхронно с движением датчика происходит  
10 движение коллиматора 2 от точки Е к точке F таким образом, что теневая проекция щели коллиматора 2 от потока рентгеновского излучения, исходящего из точки О, постоянно ложится на детекторы 8.

Источник излучения 4 расположен в точке О. Направление его максимального излучения синхронно со сканированием датчика 3 и щели коллиматора 2 изменяется таким образом,  
15 что постоянно находится на линии ОС.

Так как движение коллиматора 2 происходит с постоянной скоростью по хорде окружности с центром в точке О, то угловая скорость вращения излучателя 4 в точке О будет непостоянной. Обеспечение синхронности работы системы движения достигается за счет того, что при перемещении коллиматора 2 одновременно осуществляется вращение  
20 жестко связанного с ним телескопической штангой 19 излучателя 4 вокруг точки О, в которой и находится центр излучения.

При этом, как очевидно следует из соображений подобия, для обеспечения постоянства проекции коллиматора 2 на детекторы 8 во всем диапазоне сканирования достаточно, чтобы движение обоих элементов во времени происходило по одному и тому же закону.  
25 Такой принцип построения системы движения позволяет осуществить ее техническую реализацию относительно простыми средствами, т.к. для синхронности движения достаточно обеспечить перемещение коллиматора 2 и датчика 3 с постоянными скоростями.

Согласованное движение коллиматора и датчика при этом может быть достигнуто только  
30 в том случае, если с очень высокой точностью выдержано соотношение их скоростей. Так как скорость вращения шаговых двигателей в конечном итоге определяется частотой коммутации его обмоток, то задача синхронного движения столов сводится к синтезу двух частот со строго определенным соотношением. Причем необходимо иметь возможность изменения этого отношения с очень малыми приращениями. Кроме того, для повышения  
35 плавности движения коллиматора и датчика и согласованности их работы использован метод дробления шагов двигателей в 8 раз. Это обстоятельство приводит к тому, что частота коммутации двигателей также повышается в 8 раз.

С учетом того, что угловые скорости вращения шаговых двигателей коллиматора и датчика составляют соответственно 10 и 2 оборота в секунду, количество шагов на оборот  
40 равно 200, и коэффициент дробления равен 8, - расчетные частоты, управляющие двигателями, будут соответственно равны 16000 и 3200 Гц, т.е. шаговые двигатели делают по 12800 и 3200 дробленных шагов за секунду, а при времени сканирования 4 сек, коллиматор и датчик сделают соответственно 64000 и 12800 шагов. Легко посчитать, что цена шага датчика 3 при количестве шагов, равном 12800 и рабочем ходе 600 мм, равна  
45 приблизительно 50 мкм, т.е. для обеспечения синхронности хода с точностью до 50 мкм, необходимо, чтобы количество шагов датчика за время сканирования выдерживалось с точностью до одного шага, а это означает, что частоты должны быть выдержаны с точностью не хуже 1/12800. С такими же приращениями (1/12800) нужно иметь возможность изменять частоты для обеспечения подбора необходимого их соотношения.

Решение этой задачи оказалось возможным относительно простыми аппаратными средствами благодаря тому, что две управляющие частоты достаточно значительно отличаются друг от друга (примерно в пять раз). Это позволило построить электронную  
50 схему синхронизации следующим образом. Блок 21 с помощью соответствующей

программы синтезирует опорную частоту вращения двигателя коллиматора (более высокую частоту), которая равна примерно 62000 Гц. Точность подбора этой частоты может быть не очень высокой, так как от нее зависит только время сканирования и не зависит согласованность движения. По каждому импульсу опорной частоты производится

5 последовательный опрос массива оперативной памяти, в который записана более низкая частота сканирования датчика. Объем этого массива памяти составляет 65536 бит, т.е. несколько превышает количество шагов коллиматора. Следовательно, положение на всем участке сканирования может быть рассчитано и записано в памяти с точностью до одного шага. Записываемый в оперативную память массив рассчитывается компьютером на

10 основании данных, получаемых на этапе наладки и юстировки всей системы. Хранящийся в компьютере массив является индивидуальным для каждого устройства. Его загрузка в память микроконтроллера производится сразу после включения прибора и происходит автоматически без участия оператора.

Рабочий ход датчика 3, т.е. расстояние между точками А и В, составляет 600 мм.

15 Рабочий ход коллиматора 2, т.е. расстояние между точками Е и F составляет 150 мм. Расстояние Н по центральной оси 00' между центром вращения О и плоскостью перемещения датчика 3 составляет 1600 мм. Расстояние h между центром вращения и плоскостью перемещения коллиматора 2 составляет 400 мм. Расстояние h' между центром вращения и плоскостью размещения пациента (обозначена штриховой линией) зависит от

20 параметров последнего и лежит в пределах 800-900 мм, т.е. отстоит от плоскости перемещения коллиматора 2 на 400-500 мм. Коэффициент геометрического увеличения объекта (коэффициент масштабирования) К, под которым понимается отношение размеров теневой проекции пациента на плоскость перемещения датчика 3 к реальным размерам пациента, будет равен:

25 
$$K = H/h' = 2$$

Время Т сканирования пациента, за которое датчик 3 переместится от точки А до точки В, может принимать четыре фиксированных значения: 2, 4, 8 и 16 сек. Основным режим работы соответствует времени сканирования, равному 4 сек, при котором скорость V движения датчика 3 будет равна:

30 
$$V = AB/T = 600/4 = 150 \text{ мм/сек,}$$

а скорость v движения коллиматора 2 будет равна:

$$v = EF/T = 150/4 = 37,5 \text{ мм/сек.}$$

В данном режиме (при времени сканирования в 4 сек), опрос датчика 3 производят за t= 10 мс (0,01 сек). За это время датчик 3 переместится на расстояние S, равное

35 
$$S = V \cdot t = 150 \cdot 0,01 = 1,5 \text{ мм}$$

Очевидно, что это значение (1,5 мм) будет соответствовать пространственному разрешению детектируемого изображения пациента на плоскости датчика по горизонтальной оси. С учетом геометрического увеличения пространственное разрешение s на плоскости объекта составит

40 
$$s = S/K = 1,5/2 = 0,75 \text{ мм}$$

Следовательно, параметры движения и геометрия системы движения обеспечивают пространственное разрешение изображения объекта по горизонтальной оси 0,75 мм. Изменение пространственного разрешения при изменении скорости сканирования имеет прямо пропорциональную зависимость, т.е. с уменьшением скорости пространственное

45 разрешение улучшается.

Датчик 3 может также представлять собой две вертикальные линейки детекторов 8 рентгеновского излучения, сдвинутые на половину шага размещения детекторов 8. Опрос этих линеек в процессе сканирования может быть как последовательным, так и параллельным. Шаг размещения детекторов 8 составляет 1,55 мм. Вертикальное

50 пространственное разрешение на плоскости датчика в данном случае будет в два раза меньше шага размещения детекторов 8, т.е. около 0,8 мм. С учетом двукратного геометрического увеличения (коэффициент геометрического увеличения объекта K=2), вертикальное пространственное разрешение на плоскости объекта составит 0,4 мм.

Пучок рентгеновского излучения, прошедший через тело пациента 6 в каждый данный момент сканирования попадает на устройства 9, например сцинтилляционного типа, и преобразуется в видимый свет. Этот свет улавливают устройства 10, непосредственно примыкающие к устройствам 9, и преобразуют в цифровые электронные сигналы. Опрос датчика 3, как уже указывалось, производят за 10 мс. Выходные цифровые электронные сигналы через блок 12 интерфейса поступают на устройство 13 обработки информации. Доза, получаемая пациентом за один снимок, составляет от 0,3 до 0,9 мР.

Перемещение легких датчика и коллиматора может осуществляться практически без инерции, скорость регулируется в широких пределах. Непосредственное преобразование световых сигналов в цифровые электронные устраняет потери и позволяет осуществлять эффективный контроль особо малыми дозами рентгеновского излучения.

В альтернативном примере реализации установки немедицинского назначения, показанном на фиг.4-7, элементы, совпадающие с элементами медицинской установки, обозначены теми же номерами.

В данной реализации держатель 1 выполнен П-образной формы и установлен вертикально, причем на первой стойке 23 держателя 1 закреплен линейный датчик 3, а во второй стойке 24 - коллиматор 2. Платформа 5 для размещения тела выполнена с возможностью перемещения между стойками 23 и 24 держателя 1 перпендикулярно его плоскости и снабжена автономным двигателем и направляющими (не показаны).

Источник излучения 4 расположен с внешней стороны указанной второй стойки 24 на 20-50% выше уровня платформы 5. Коллиматор 2 закреплен внутри указанной второй стойки 24 держателя. Пространство между источником 4 излучения и второй стойкой 24 закрыто дополнительным кожухом 25 в виде пирамиды с основанием, прилегающим к указанной стойке 24 и углом при вершине, равным наибольшему углу рассеяния пучка. Как показано на фиг.5, этот угол составляет около 43°.

Внутри дополнительного кожуха 25 размещен вертикально хотя бы один дополнительный коллиматор 26, выполненный в виде пары параллельных пластин.

Датчик 3, как показано на фиг 5, может быть выполнен из двух частей, верхняя из которых составляет 60-70% общей его высоты и установлена под углом 4-6° к вертикали по направлению к платформе 5.

Конструкция верхней перекладины между вертикальными стойками 23 и 24 держателя 1 представлена на фиг.6. Она состоит из четырех стержней 27, продетых в соответствующие отверстия 28 в углах четырех плоских прямоугольных пластин 29. Пластины 29 размещены попарно на трети длины стержней 27 у каждого их конца на равных расстояниях от конца стержня и между собой в парах. Концы стержней 27 предназначены для крепления к вертикальным стойкам 23 и 24.

Платформа для размещения тела, снабжена ограждением 30.

Установка также содержит устройство 7 обработки информации, которое содержит блок 12 интерфейса и устройство 13 обработки полученных сигналов, например, в виде компьютерного рабочего места оператора. Имеется также блок питания (не показан) для снабжения блоков установки необходимыми напряжениями.

В описанной установке заявляемый способ реализуют в процессе работы следующим образом.

Плоский вертикальный пучок рентгеновского излучения формируют из излучения,

испускаемого источником 4 сначала с помощью хотя бы одного дополнительного коллиматора 26, размещенного вертикально внутри дополнительного кожуха 25. Этот кожух защищает пучок от того, чтобы его случайно пересек какой-либо предмет или тело. Затем плоскую вертикальную форму пучку дополнительно придают с помощью основного коллиматора 2, укрепленного в стойке 23. В результате получают пучок рентгеновского излучения с углом рассеяния в вертикальной плоскости, равным 37-43°. Коллиматор 2 и датчик 3 установлены в стойках 23 и 24 соответственно так, что плоский пучок всегда попадает на вертикальную линейку детекторов 8 излучения, составляющих датчик 3. Исследуемое тело 6, в частности тело человека, будем называть его для данного случая

«пассажиrom», размещается на платформе 5, двигаясь с первой стороны. Ограждение 30 обеспечивает пассажиру опору при движении платформы 5 и предотвращает возможное падение с движущейся платформы 5. Благодаря автономному двигателю, например электрическому (не показан) платформа перемещается между стойками 23 и 24 так, что пассажир 6 пересекает указанный плоский вертикальный пучок рентгеновского излучения, причем горизонтальная плоскость, ограничивающая тело снизу, т.е. верхняя поверхность платформы 5, отсекает 2-5° пучка. Пучок рентгеновского излучения, прошедший через тело пассажира 6 в каждый данный момент сканирования попадает на устройства 9, например сцинтилляционного типа, и преобразуется в видимый свет. Этот свет улавливают устройства 10, непосредственно примыкающие к устройствам 9, и преобразуют в цифровые электронные сигналы. Выходные цифровые электронные сигналы через блок 12 интерфейса поступают на устройство 13 обработки информации. Прошедший обследование пассажир 6 сходит с платформы 5 с другой стороны, противоположной указанной первой стороне (см.фиг.7).

Эквивалентная доза облучения, получаемая человеком при обследовании в установках немедицинского назначения, является для них наиболее критичным параметром. Расчет эквивалентных доз при рентгеновском просвечивании людей в настоящее время осуществляется только при медицинском рентгеновском обследовании пациентов. Именно для медицинской рентгенологии разработан ряд компьютерных программ в различных странах мира. Эквивалентная доза, получаемая человеком при обследовании в заявляемой установке немедицинского назначения, была ориентировочно оценена при помощи известной аппаратуры и способов.

Для определения входной дозы применялись фантом Алдерсона-Рэндо и комплект «NOMEX» фирмы PTW-Freiburg (Germany), включающий плоскую ионизационную камеру типа 77335 объемом 112 см<sup>3</sup>.

Энергетический диапазон калибровки камеры находится в пределах от 39 кэВ до 95 кэВ, при этом корректирующий фактор снижался от 1.04 до 0.99.

При проведении измерений на заявляемой установке немедицинского назначения применялся сложный фильтр 6 мм А1+0.5 мм Си. Напряжение на трубке изменялось от 120 до 200 кВ. Эффективная энергия излучения изменялась примерно от 70 до 120 кэВ. Было принято решение корректирующий фактор энергетической зависимости чувствительности камеры  $K_q$  принять равным 1.

Результаты измерений представлены в таблице 1.

| Таблица 1.                               |                |                       |
|--|----------------|-----------------------|
| Напряжение на трубке, кВ                 | Ток трубки, мА | Воздушная керма, мкГр |
| 1  | 2              | 3                     |
| Камера размещена на уровне груди фантома |                |                       |
| 120                                      | 1              | 0,370                 |
|  |                | 0,351                 |
|  |                | 0,354                 |
|  |                | 0,357                 |
| 120                                      | 2              | 0,612                 |
|  |                | 0,612                 |
|  |                | 0,624                 |
| 120                                      | 3              | 1,002                 |
|  |                | 0,999                 |
|  |                | 1,029                 |
| 120                                      | 4              | 1,338                 |
|  |                | 1,350                 |
|  |                | 1,359                 |
| 120                                      | 5              | 1,611                 |
|  |                | 1,623                 |
|  |                | 1,638                 |
| 120                                      | 7              | 2,268                 |

RU 2 261 465 C2

|    |     |   |       |
|----|-----|---|-------|
|    |     |   | 2,277 |
|    |     |   | 2,289 |
|    | 130 | 1 | 0,438 |
|    |     |   | 0,438 |
|    |     |   | 0,426 |
| 5  | 130 | 2 | 0,804 |
|    |     |   | 0,804 |
|    |     |   | 0,801 |
|    | 130 | 3 | 1,275 |
|    |     |   | 1,290 |
| 10 |     |   | 1,278 |
|    | 130 | 4 | 1,701 |
|    |     |   | 1,722 |
|    |     |   | 1,719 |
|    | 130 | 5 | 2,084 |
|    |     |   | 2,084 |
| 15 | 1   | 2 | 3     |
|    |     |   | 2,097 |
|    |     |   | 2,100 |
|    | 130 | 6 | 2,520 |
|    |     |   | 2,532 |
| 20 |     |   | 2,524 |
|    | 140 | 1 | 0,518 |
|    |     |   | 0,516 |
|    |     |   | 0,519 |
|    | 140 | 2 | 1,002 |
|    |     |   | 1,002 |
| 25 |     |   | 1,611 |
|    | 140 | 3 | 1,611 |
|    |     |   | 1,611 |
|    | 140 | 4 | 2,163 |
|    |     |   | 2,172 |
|    | 140 | 5 | 2,607 |
|    |     |   | 2,628 |
| 30 | 140 | 6 | 3,108 |
|    |     |   | 3,129 |
|    | 150 | 1 | 0,648 |
|    |     |   | 0,654 |
|    | 150 | 2 | 1,224 |
| 35 |     |   | 1,233 |
|    | 150 | 3 | 1,983 |
|    |     |   | 1,938 |
|    | 150 | 4 | 2,661 |
|    |     |   | 2,655 |
| 40 | 150 | 5 | 3,243 |
|    |     |   | 3,273 |
|    | 160 | 1 | 0,741 |
|    |     |   | 0,759 |
|    | 160 | 2 | 1,404 |
|    |     |   | 1,461 |
| 45 |     |   | 1,452 |
|    | 160 | 3 | 2,331 |
|    |     |   | 2,337 |
|    | 160 | 4 | 3,138 |
|    |     |   | 3,162 |
|    | 160 | 5 | 3,870 |
| 50 |     |   | 3,879 |
|    | 170 | 1 | 0,885 |
|    |     |   | 0,885 |
|    | 170 | 2 | 1,725 |

|    |     |  |
|----|-----|--|
|    |     | 1,728  |
|    | 170 | 3  |
|    |     | 2,730  |
|    |     | 2,784  |
|    | 170 | 4  |
|    |     | 3,705  |
| 5  |     | 3,753  |
|    | 170 | 5  |
|    |     | 4,569  |
|    |     | 4,563  |
|    | 180 | 1  |
|    |     | 1,011  |
|    |     | 1,002  |
|    | 180 | 2  |
|    |     | 1,982  |
| 10 |     | 1,953  |
|    | 1   | 2  |
|    |     | 3  |
|    | 180 | 3  |
|    |     | 3,171  |
|    |     | 3,171  |
|    | 180 | 4  |
|    |     | 4,266  |
|    |     | 4,275  |
| 15 |     | 5,259  |
|    | 180 | 5  |
|    |     | 5,262  |
|    |     | 5,262  |
|    | 190 | 1  |
|    |     | 1,208  |
|    |     | 1,212  |
|    | 190 | 2  |
|    |     | 2,310  |
| 20 |     | 2,301  |
|    | 190 | 3  |
|    |     | 3,657  |
|    |     | 3,672  |
|    | 190 | 4  |
|    |     | 4,956  |
|    |     | 4,996  |
|    | 200 | 1  |
| 25 |     | 1,392  |
|    |     | 1,398  |
|    | 200 | 2  |
|    |     | 2,652  |
|    |     | 2,643  |
|    | 200 | 3  |
|    |     | 4,209  |
|    |     | 4,212  |
| 30 |     | фооновое измерение                           |
|    | 0   | 0  |
|    |     | 0,033  |
|    |     | 0,030  |
|    |     | Измерения за фантомом камера на уровне груди |
|    | 190 | 4  |
|    |     | 0,450  |
|    |     | 0,462  |
| 35 |     | 0,183  |
|    | 150 | 3  |
|    |     | 0,189  |
|    |     | Камера на уровне живота                      |
|    | 150 | 3  |
|    |     | 2,247  |
|    |     | 2,250  |
| 40 |     | 2,610  |
|    | 190 | 2  |
|    |     | 2,652  |
|    | 150 | Камера на уровне головы                      |
|    | 190 | 3  |
|    |     | 1,443  |
|    |     | 1,428  |
|    |     | 1,566  |
|    |     | 1,752  |

45 Анализ полученных данных показывает, что дозы в нижней части тела оказались выше, чем на уровне головы. Это не удивительно, так как излучатель находится на расстоянии около 40 см от пола, и расстояние источник-объект в нижней части тела оказывается меньше, чем в верхней.

Расчет эффективной дозы проводился с помощью программы "ОРГДОЗА", являющейся аналогом программы PDS-60.

50 Поскольку программа создана для определения эффективной дозы при медицинском рентгенодиагностическом обследовании, условия облучения на заявляемой установке немедицинского назначения не укладываются в границы параметров, заложенных в

программу. В общем, ограничения параметров в программе такие же, как и в приборах для измерения доз: расстояние источник-объект не более 200 см, максимальное значение напряжения на трубке не более 150 кВ, минимальная входная доза не менее 10 мкГр и т.д. Поэтому при расчете эффективной дозы пришлось учитывать общеизвестные физические законы взаимодействия рентгеновского излучения с веществом, а именно:

1. при одном и том же фильтре повышение напряжения на трубке приводит к уменьшению входной дозы;

2. увеличение расстояния источник-объект при постоянных параметрах трубки ведет к уменьшению входной дозы;

3. в программе не предусмотрено просвечивание всего тела, поэтому при расчете поле облучения разбивалось на отдельные составляющие - голова, грудь, живот, таз и бедра, рассчитывалась эффективная доза на все тело от каждой составляющей и затем проводилось суммирование. Не учитывался вклад в общую дозу от голеней и стоп, поскольку фантом Алдерсона-Рэндо их не имеет, и измерений на этом уровне не

проводилось;

4. расчет проводился для минимальной входной дозы, записанной в программе - 10 мкГр, а затем величина эффективной дозы приводилась к измеренной входной дозе на рассматриваемом уровне.

Пример расчета эффективной дозы при просвечивании фантома Алдерсона-Рэндо на заявляемой установке немедицинского назначения:

Напряжение на трубке - 150 кВ.

Ток трубки - 3 мА.

Расстояние источник - входная поверхность объекта - 200 см.

Размеры поля облучения выбирались для каждого уровня: головы, груди, живота, таза и бедер.

$D_{\text{eff}}=0.11$  мкЗв для головы,

$D_{\text{eff}}=1.04$  мкЗв для груди,

$D_{\text{eff}}=1.19$  мкЗв для живота,

$D_{\text{eff}}=1.13$  мкЗв для таза,

$D_{\text{eff}}=0.76$  мкЗв для бедер,

$D_{\text{eff}}=4.23$  мкЗв суммарно.

Таким образом, можно примерно оценить эффективную дозу на обследование людей на заявляемой установке немедицинского назначения как не превышающую 5 мкЗв при любых режимах просвечивания в диапазоне напряжений на трубке, превышающих 150 кВ и токах трубки, не превышающих 3 мА. Эти результаты могут рассматриваться только как предварительные.

Благодаря тому, что угол рассеяния пучка рентгеновского излучения составляет 37-43°, а также благодаря такому низкому размещению источника 4 излучения, что верхняя поверхность платформы 5 отсекает 2-5° пучка, за одно движение платформы осуществляются полную интроспекцию всего тела пассажира от головы до обуви с выявлением на и в теле посторонних предметов.

Наклон верхней части датчика 3 на 4-6° в сторону платформы 5 позволяет скомпенсировать удлинение пути излучения до этой части датчика 3, и избежать таким образом ухудшения качества изображения верхней части тела.

Как видно из фиг.4-7, данная модификация установки должна быть выполнена высотой не меньше 2,5 метра, чтобы обеспечить контроль пассажиров любого роста. Однако П-образная конструкция таких размеров оказывается чувствительной к вибрациям и влиянию изменений окружающей среды, например температуры. При изменении температуры конструкция будет коробиться, что приведет к смещению плоского пучка с линейного датчика 3. Для устранения этого эффекта верхняя перекладина держателя выполнена описанным выше образом (см. фиг.6). Стержни 27 перераспределяют возникающие напряжения в четыре прямоугольные пластины 29, которые, в свою очередь, перераспределяют и гасят напряжение.

Это в свою очередь дает возможность существенно снизить дозовые нагрузки при обследовании и повысить качество рентгеновских изображений. Использование предлагаемых технических решений позволяет проводить безопасные рентгеновские исследования не только больных (пациентов), но и больших контингентов здоровых людей, например пассажиров.

Настоящее изобретение не ограничивается приводимыми примерами.

#### Формула изобретения

1. Способ рентгеновского контроля тела путем сканирования его предварительно сформированным пучком рентгеновского излучения малой мощности за счет перемещения пучка и датчика относительно неподвижного тела, приема излучения, проходящего через тело, преобразования его в излучение видимого света, которое, в свою очередь, преобразуют в электронные сигналы, формирования и анализа изображения в электронном виде, отличающийся тем, что пучок рентгеновского излучения, сформированный плоским вертикальным, и датчик перемещают синхронно в горизонтальной плоскости.

2. Способ по п.1, отличающийся тем, что перемещение плоского пучка рентгеновского излучения осуществляют путем перемещения коллиматора по горизонтали, поддерживая постоянное соотношение скоростей движения коллиматора и датчика.

3. Способ по п.2, отличающийся тем, что перемещение коллиматора осуществляют посредством шагового двигателя.

4. Способ по п.3, отличающийся тем, что перемещение датчика осуществляют посредством шагового двигателя, причем синхронизацию движения коллиматора и датчика осуществляют за счет поддержания заданного соотношения частот вращения обоих шаговых двигателей.

5. Способ по п.1, отличающийся тем, что излучение видимого света, полученное из рентгеновского излучения, принимаемого в каждый момент сканирования, преобразуют непосредственно в цифровые сигналы.

6. Установка рентгеновского контроля тела, содержащая платформу для размещения тела, устройство обработки информации, источник рентгеновского излучения малой мощности и держатель с расположенными на нем вертикальным коллиматором и датчиком, который выполнен в виде вертикальной линейки детекторов излучения, каждый из которых содержит первое устройство для преобразования рентгеновского излучения, прошедшего через тело, в излучение видимого света, и примыкающее к нему второе устройство для преобразования излучения видимого света в электронный сигнал, отличающаяся тем, что она снабжена двумя направляющими, а коллиматор и датчик рентгеновского излучения выполнены подвижными для независимого перемещения по указанным направляющим.

7. Установка по п.6, отличающаяся тем, что коллиматор выполнен в виде хотя бы одной пары параллельных пластин.

8. Установка по п.6, отличающаяся тем, что направляющие для движения по ним датчика и направляющие для движения по ним коллиматора размещены на держателе горизонтально.

9. Установка по п.6, отличающаяся тем, что коллиматор снабжен приводом с шаговым двигателем.

10. Установка по п.9, отличающаяся тем, что датчик снабжен приводом с шаговым двигателем и блоком управления для поддержания заданного соотношения скоростей вращения шаговых двигателей коллиматора и датчика.

11. Установка по п.6, отличающаяся тем, что источник рентгеновского излучения закреплен с возможностью поворота вокруг вертикальной оси и связан телескопической штангой с коллиматором.

12. Установка по п.6, отличающаяся тем, что держатель расположен горизонтально с возможностью перемещения в вертикальной плоскости параллельно самому себе, относительно платформы для размещения тела, закрепленной неподвижно.

13. Установка по п.6, отличающаяся тем, что второе устройство детектора излучения

выполнено для преобразования излучения видимого света непосредственно в цифровой сигнал.

5 14. Способ рентгеновского контроля тела путем сканирования его предварительно сформированным пучком рентгеновского излучения малой мощности, приема излучения, проходящего через тело, преобразования его в излучение видимого света, которое, в свою очередь, преобразуют в электронные сигналы, формирования и анализа изображения в электронном виде, отличающийся тем, что тело перемещают по горизонтальной плоскости относительно неподвижного пучка рентгеновского излучения, который формируют плоским вертикальным с помощью хотя бы одного дополнительного коллиматора, размещенного вертикально внутри дополнительного кожуха, а затем с помощью основного коллиматора, закрепленного в соответствующей стойке.

15 15. Способ по п.14, отличающийся тем, что пучок рентгеновского излучения формируют с углом расхождения в вертикальной плоскости 37-43°.

16 16. Способ по п.14, отличающийся тем, что пучок рентгеновского излучения располагают так, что горизонтальная плоскость, проходящая через нижнюю точку тела, отсекает от пучка 2-5°.

17. Способ по п.14, отличающийся тем, что излучение видимого света, полученное из рентгеновского излучения, принимаемого в каждый момент сканирования, преобразуют непосредственно в цифровые сигналы.

20 18. Установка рентгеновского контроля тела, содержащая платформу для размещения тела, устройство обработки информации, источник рентгеновского излучения малой мощности и держатель с расположенными на нем коллиматором и датчиком, выполненным в виде вертикальной линейки детекторов излучения, каждый из которых содержит первое устройство для преобразования рентгеновского излучения, прошедшего через тело, в излучение видимого света, и примыкающее к нему второе устройство для преобразования излучения видимого света в электронный сигнал, отличающаяся тем, что держатель выполнен П-образной формы и установлен вертикально, а платформа для размещения тела выполнена подвижной для перемещения в горизонтальной плоскости между стойками держателя перпендикулярно его плоскости, при этом линейный датчик закреплен на одной из стоек держателя, а коллиматор внутри второй стойки, с внешней стороны которой расположен источник излучения, размещенный на 20-50% выше уровня платформы так, что верхняя плоскость последней отсекает от пучка рентгеновского излучения 2-5°.

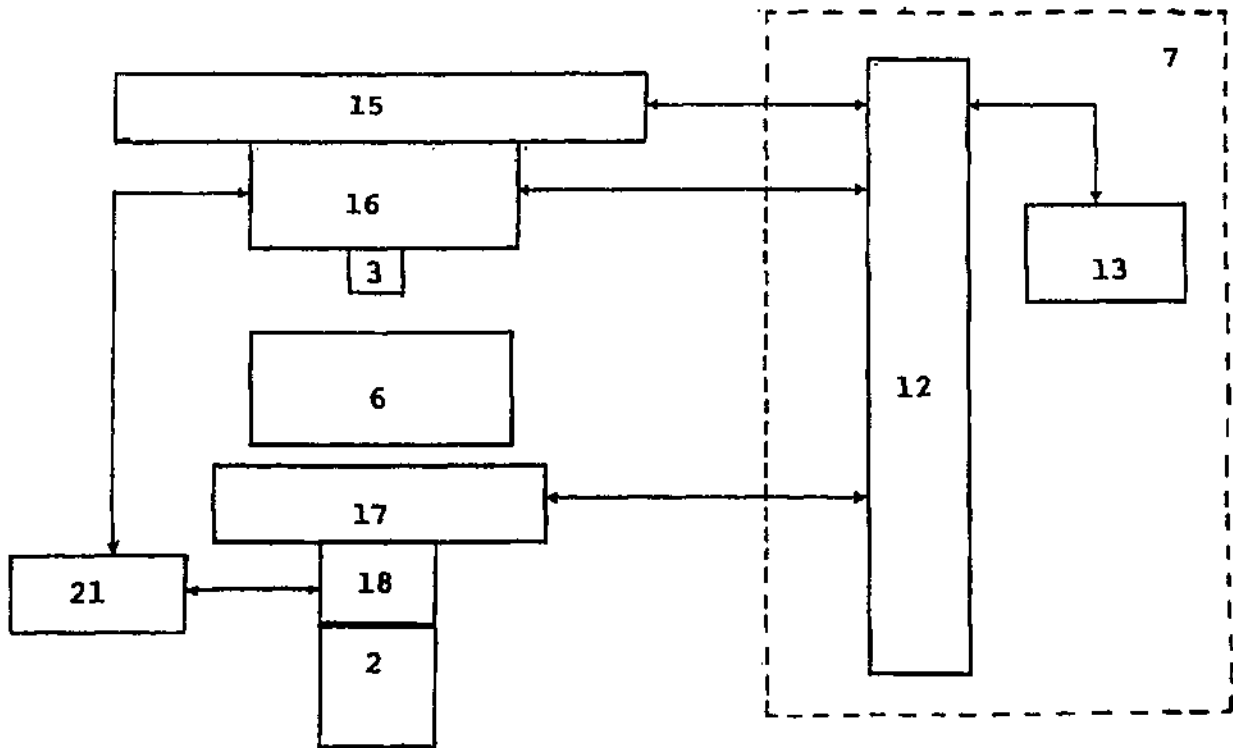
35 19. Установка по п.18, отличающаяся тем, что пространство между источником рентгеновского излучения и второй стойкой закрыто дополнительным корпусом в виде пирамиды с основанием, прилегающим к указанной стойке и углом при вершине, равным наибольшему углу расхождения пучка.

20. Установка по п.19, отличающаяся тем, что она снабжена хотя бы одним дополнительным коллиматором, выполненным в виде пары параллельных пластин, размещенным вертикально внутри дополнительного корпуса.

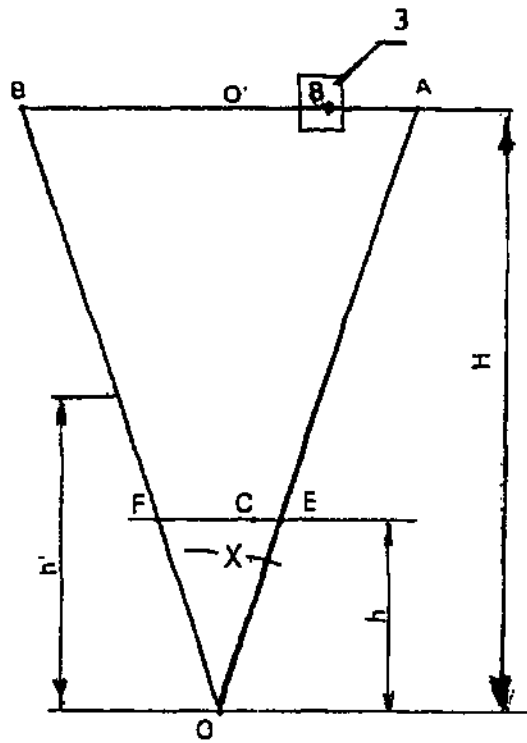
40 21. Установка по п.18, отличающаяся тем, что датчик выполнен хотя бы из двух частей, верхняя из которых составляет 60-70% общей высоты датчика и установлена под углом 4-6° к вертикали по направлению к платформе для размещения тела.

45 22. Установка по п.18, отличающаяся тем, что верхняя перекладка между вертикальными стойками держателя П-образной формы выполнена в виде четырех стержней, продетых в соответствующие отверстия в углах четырех плоских прямоугольных пластин, размещенных попарно на трети длины стержней у каждого их конца на равных расстояниях от конца стержня и между собой в парах, причем концы стержней предназначены для крепления к вертикальным стойкам.

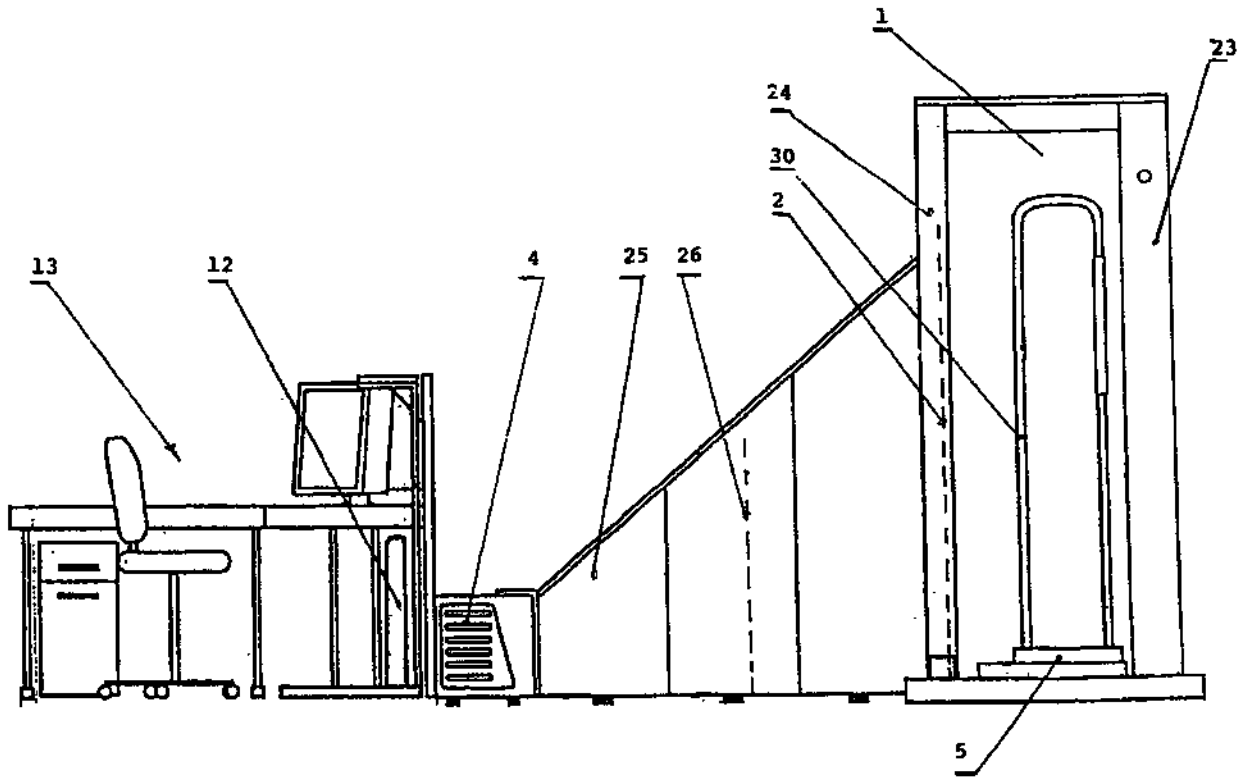
50 23. Установка по п.18, отличающаяся тем, что второе устройство детектора излучения выполнено для преобразования излучения видимого света непосредственно в цифровой сигнал.



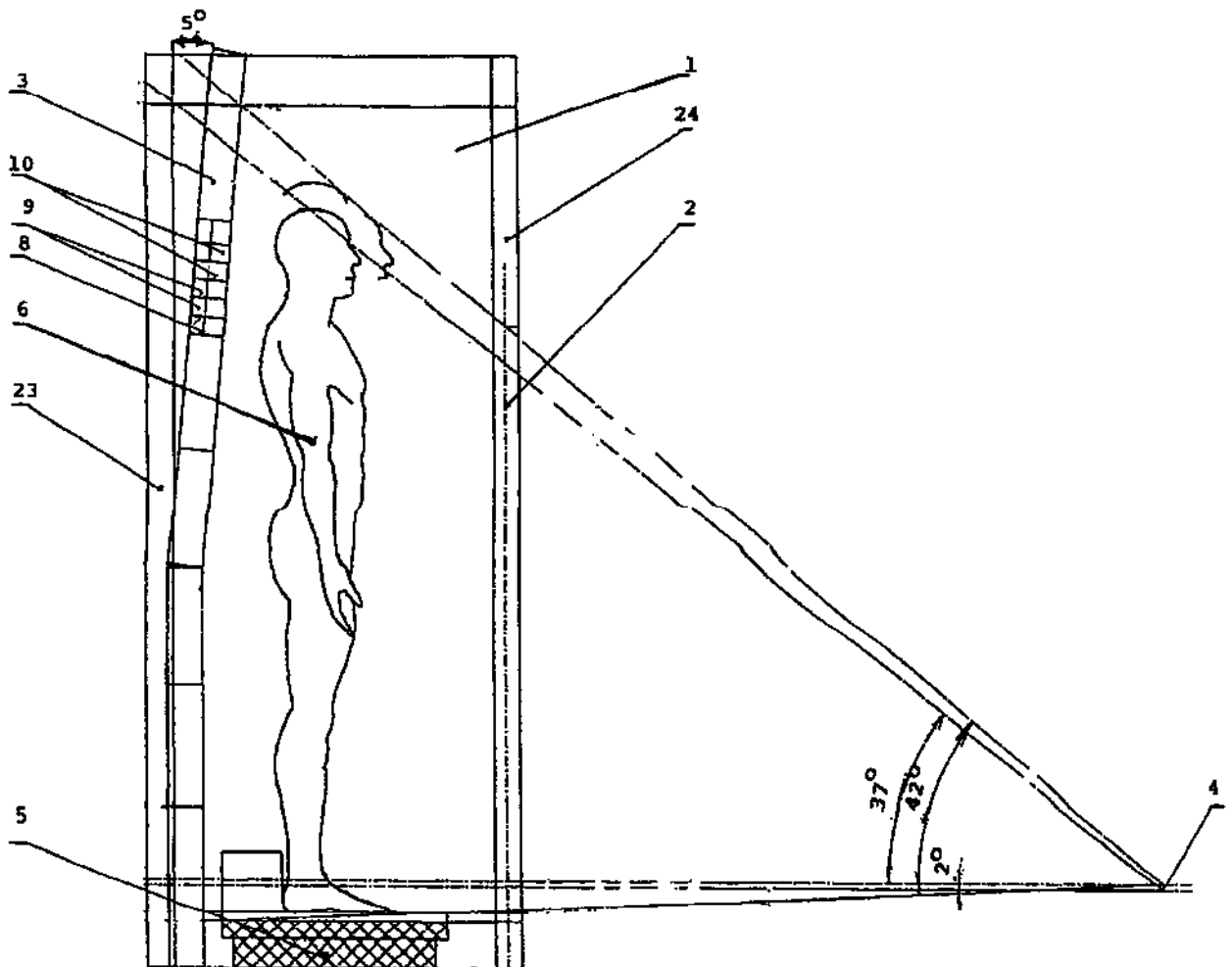
Фиг. 2



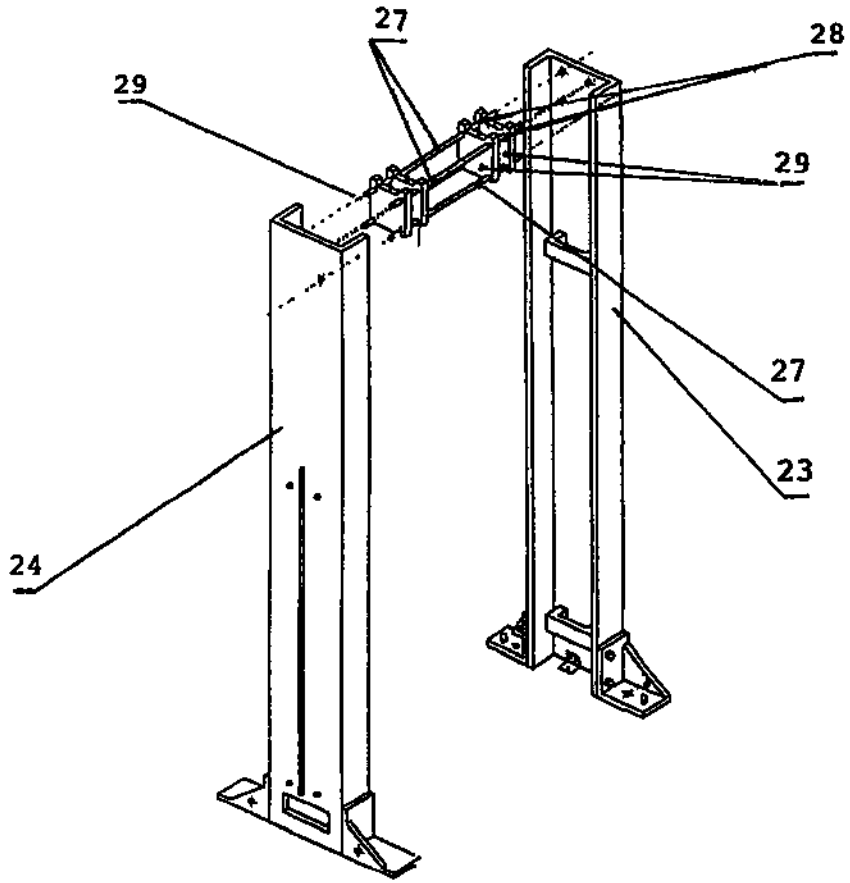
Фиг. 3



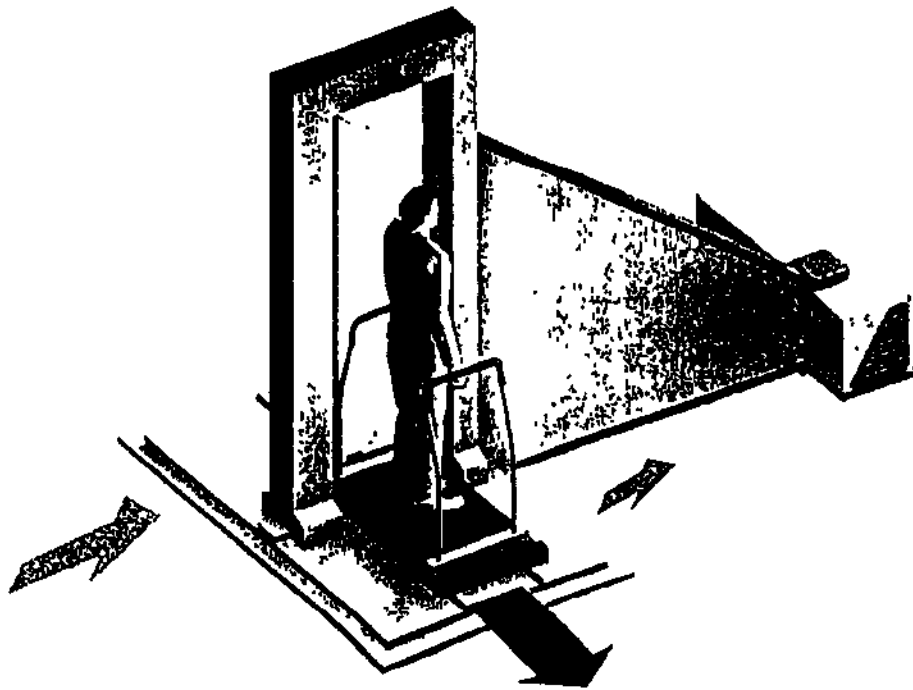
Фиг. 4



Фиг. 5



Фиг. 6



Фиг. 7