



(19) RU⁽¹¹⁾ 2 177 724⁽¹³⁾ C2
(51) МПК⁷ A 61 В 6/03

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ
ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 2000104257/14, 23.02.2000

(24) Дата начала действия патента: 23.02.2000

(46) Дата публикации: 10.01.2002

(56) Ссылки: ЛАГУНОВА И.Г. и др. Технические основы рентгеновской диагностики. - М.: Медицина, 1973, с. 13-17. Эксплуатация и ремонт рентгенодиагностических аппаратов. Под ред. БЛИНОВА Н.Н. - М.: Медицина, 1985, с. 163-165. US 4794631 A, 27.12.1988. US 4788706 A, 29.11.1988.

(71) Заявитель:

Научно-практический центр медицинской радиологии. Комитет здравоохранения Москвы

(72) Изобретатель: Блинов Н.Н.,

Бердяков Г.И., Зеликман М.И., Кокуев А.Н., Ртищева Г.М., Шенгелия Н.А., Ларчиков Ю.В.

(73) Патентообладатель:

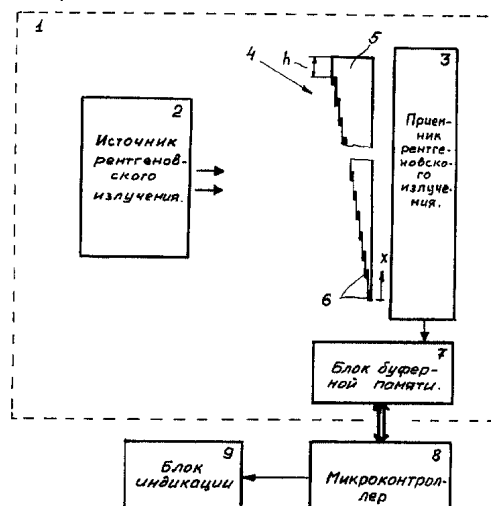
Научно-практический центр медицинской радиологии. Комитет здравоохранения Москвы

(54) СПОСОБ ИЗМЕРЕНИЯ ДИНАМИЧЕСКОГО ДИАПАЗОНА РЕНТГЕНОДИАГНОСТИЧЕСКИХ АППАРАТОВ И ГРАДАЦИОННЫЙ КЛИН ДЛЯ ЕГО ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ

(57)

Изобретение относится к медицинской рентгентехнике, а именно к устройствам для определения технических характеристик рентгенодиагностических аппаратов. Способ измерения динамического диапазона рентгенодиагностических аппаратов включает последовательное ступенчатое ослабление с помощью n-ступенчатого элемента, выполненного из материала, поглощающего рентгеновское излучение, потока рентгеновского излучения на одну и ту же фиксированную величину относительно уровня ослабления предыдущей ступени, причем перед каждым ступенчатым ослаблением потока рентгеновского излучения осуществляют его полное перекрытие. Измеряют соответствующую каждому ступенчатому изменению величины ослабления потока рентгеновского излучения величину изменения электрического сигнала, усредненного по каждой ступени ослабления потока рентгеновского излучения, а о границах диапазона изменения величины ослабления потока рентгеновского излучения, при котором наблюдают заданный перепад интенсивности в рентгеновском изображении, судят по минимальной и максимальной величине ослабления потока рентгеновского излучения, для которых величина изменения

усредненного электрического сигнала при ступенчатом ослаблении потока рентгеновского излучения будет не ниже заданного порогового значения. Изобретение позволяет повысить точность измерения динамического диапазона рентгенодиагностических аппаратов. 2 с. и 1 з. п. ф-лы, 2 ил.



Фиг.1



(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 177 724** ⁽¹³⁾ **C2**
 (51) Int. Cl.⁷ **A 61 B 6/03**

RUSSIAN AGENCY
 FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21), (22) Application: 2000104257/14, 23.02.2000
 (24) Effective date for property rights: 23.02.2000
 (46) Date of publication: 10.01.2002

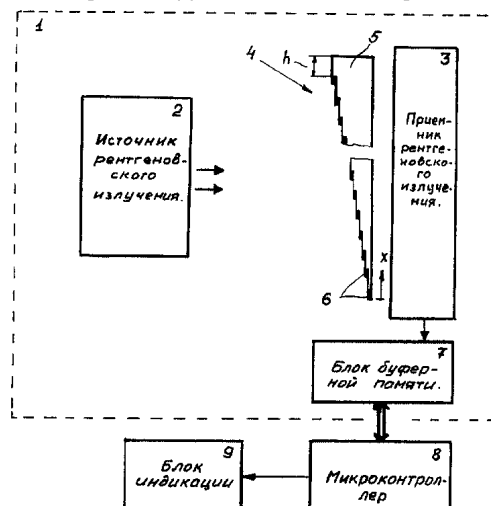
(71) Applicant:
 Nauchno-prakticheskij tsentr meditsinskoj
 radiologii. Komitet zdravookhraneniya Moskvyy
 (72) Inventor: Blinov N.N.,
 Berdjakov G.I., Zelikman M.I., Kokuev
 A.N., Rtishcheva G.M., Shengelija
 N.A., Larchikov Ju.V.
 (73) Proprietor:
 Nauchno-prakticheskij tsentr meditsinskoj
 radiologii. Komitet zdravookhraneniya Moskvyy

(54) **METHOD FOR MEASUREMENT OF DYNAMIC RANGE OF RADIODIAGNOSTIC APPARATUSES AND GRADATION WEDGE FOR ITS REALIZATION**

(57) Abstract:

FIELD: medical X-ray equipment, in particular devices for determination of technical characteristics of radiodiagnostic apparatuses. SUBSTANCE: the method consists in successive stepped attenuation of the flux of X-radiation by one and the same fixed value relative to the level of attenuation of the of the previous step with the aid of an n-stepped element made of material absorbing the x-radiation, before each stepped attenuation of the flux of x-radiation a complete overlap of it is accomplished. The value of variation of the electric signal averaged for each step of attenuation of the flux of x-radiation corresponding to each stepped variation is measured, and the limit of the range of variation of the value of attenuation of the x-radiation flux at which the preset difference of intensity in the X-ray image is observed is judged by the minimum and maximum values of attenuation of the x-radiation flux, for which the value of variation of the averaged electric signal at a stepped attenuation of the x-radiation

flux will be not lower than the threshold value. EFFECT: enhanced accuracy of measurement of the dynamic range of radiodiagnostic apparatuses. 3 cl, 2 dwg



Фиг.1

Изобретение относится к медицинской рентгентехнике, а более конкретно к устройствам для определения технических характеристик рентгенодиагностических аппаратов.

Из предшествующего уровня техники известен способ измерения динамического диапазона рентгенодиагностических аппаратов (см. Эксплуатация и ремонт рентгенодиагностических аппаратов, под ред. Н. Н. Блинова, М. : Медицина, 1985 [1] , с. 165), согласно которому во входной плоскости приемного устройства рентгенодиагностического аппарата устанавливают поглотитель (фильтр), обеспечивающий заданный перепад интенсивности (пороговой контраст) в рентгеновском изображении, плавно увеличивают интенсивность потока рентгеновского излучения, фиксируют минимальное значение интенсивности рентгеновского излучения, при котором оператор начинает различать заданный контраст в рассматриваемом изображении, а также максимальное значение интенсивности рентгеновского излучения, при котором еще можно различить заданный контраст в рассматриваемом изображении, а о динамическом диапазоне судят по величине отношения зафиксированного максимального значения интенсивности рентгеновского излучения к зафиксированному минимальному значению интенсивности рентгеновского излучения.

Недостаток известного способа заключается в том, что он имеет ограниченную область использования, а именно только для рентгенодиагностических аппаратов, обеспечивающих плавное изменение интенсивности рентгеновского излучения. Кроме того, реализация известного способа предусматривает использование высококачественного измерителя интенсивности рентгеновского излучения, что существенно усложняет процесс измерения.

Известен также способ измерения динамического диапазона рентгенодиагностических аппаратов (см. [1] , с. 164-165), взятый в качестве прототипа и включающий формирование во входной плоскости приемного устройства рентгенодиагностического аппарата двух зон с частично перекрывающимся каждую зону фильтром, обеспечивающим заданный перепад интенсивности в рентгеновском изображении каждой зоны (пороговый контраст), ступенчато ослабляют интенсивность потока рентгеновского излучения во второй зоне входной плоскости приемного устройства, одновременно визуально контролируют наличие в рентгеновском изображении обеих зон заданный перепад интенсивности, фиксируют величину ослабления интенсивности рентгеновского излучения, при которой неразличим перепад интенсивности в рентгеновском изображении второй зоны, обусловленный наличием фильтра, при этом о динамическом диапазоне рентгенодиагностических аппаратов судят по измеренной выше величине ослабления потока рентгеновского излучения.

Недостаток известного способа заключается в том, что он характеризуется низкой точностью и достоверностью,

поскольку основан на субъективной оценке оператором рентгеновских изображений.

Известен градационный клин (см. [1] с. 163-164), выполненный из алюминия или меди и содержащий пятнадцать ступенек.

Недостаток известного клина заключается в том, что его использование не позволяет автоматизировать процесс измерения динамического диапазона рентгенодиагностических аппаратов из-за больших погрешностей, возникающих при измерении с помощью приемника рентгеновского излучения средних значений сигналов в пределах каждой калиброванной по величине ослабления рентгеновского излучения ступени клина.

Настоящее изобретение направлено на решение технической задачи по повышению точности измерения динамического диапазона рентгенодиагностических аппаратов.

Поставленная задача решена тем, что в способе измерения динамического диапазона рентгенодиагностических аппаратов, включающем последовательное ступенчатое ослабление интенсивности потока рентгеновского излучения исследуемого аппарата, преобразование ослабленного потока рентгеновского излучения в электрический сигнал, определение диапазона измерения величины ослабления потока рентгеновского излучения, при котором наблюдают заданный перепад интенсивности в рентгеновском изображении, согласно изобретению каждое ослабление потока рентгеновского излучения осуществляют на одну и ту же фиксированную величину относительно уровня ослабления предыдущей ступени, перед каждым ступенчатым ослаблением потока рентгеновского излучения осуществляют его полное перекрытие и измеряют соответствующую каждому ступенчатому изменению величины ослабления потока рентгеновского излучения величину изменения электрического сигнала, усредненного по каждой ступени ослабления потока рентгеновского излучения, а о границах диапазона измерения величины ослабления потока рентгеновского излучения, при котором наблюдают заданный перепад интенсивности в рентгеновском изображении, судят по минимальной и максимальной величине ослабления потока рентгеновского излучения, для которых величина изменения усредненного электрического сигнала при ступенчатом ослаблении потока рентгеновского излучения будет не ниже заданного порогового значения.

Целесообразно ослабление потока рентгеновского излучения осуществлять на фиксированную величину, равную обратной величине пороговой контрастной чувствительности.

Кроме того, градационный клин, содержащий n-ступенчатый элемент, выполненный из материала, поглощающего рентгеновское излучение, согласно изобретению дополнительно содержит n пластинок, полностью поглощающих рентгеновское излучение и имеющих длину, равную ширине ступенчатого элемента, а ширину, меньшую, чем ширина ступенчатого элемента, при этом первая пластинка расположена вплотную к ступенчатому элементу со стороны ступени, имеющей наименьшую высоту, а остальные

п-1 пластинки установлены на соответствующих ступенях ступенчатого элемента вплотную к подступени рядом расположенной более высокой ступени.

Преимущество предложенного способа измерения динамического диапазона рентгенодиагностических аппаратов перед известным заключается в повышении точности измерений, а также в возможности автоматизации процесса измерений. Действительно, полное перекрытие потока рентгеновского излучения перед каждым ступенчатым изменением величины его ослабления позволяет с высокой точностью измерить усредненные значения электрических сигналов, соответствующих каждой калиброванной по величине ступени ослабления рентгеновского излучения. Кроме того, поскольку каждое ослабление потока рентгеновского излучения осуществляют на одну и ту же фиксированную величину относительно уровня ослабления предыдущей ступени, то изменение величины электрического сигнала при каждом ступенчатом изменении величины ослабления потока рентгеновского излучения будет соответствовать наблюдаемому перепаду интенсивностей в рентгеновском изображении, соответствующих следующими один за другим калиброванными ступенями ослабления потока рентгеновского излучения. При пороговом значении, соответствующем заданному перепаду интенсивности в рентгеновском изображении, искомый диапазон определяется из условия: измеренное изменение величины электрического сигнала при ступенчатом ослаблении потока рентгеновского излучения должна быть не ниже порогового значения. Иными словами, полностью исключается субъективный фактор при определении границ динамического диапазона.

В дальнейшем настоящее изобретение поясняется конкретным примером, который, однако, не является единственно возможным, но наглядно демонстрирует возможность достижения ожидаемого технического результата приведенной в формуле изобретения совокупностью существенных признаков.

На фиг. 1 изображена схема устройства для осуществления предложенного способа; на фиг. 2 - электрический сигнал, соответствующий распределению интенсивности рентгеновского излучения, прошедшего через градационный клин в направлении - x возрастания толщины п-ступенчатого элемента.

Устройство для осуществления предложенного способа содержит размещенные в рабочей области рентгенодиагностического аппарата 1 источник 2 рентгеновского излучения (рентгеновскую трубку), приемник 3 рентгеновского излучения, градационный клин 4, включающий п-ступенчатый элемент 5, выполненный из материала, поглощающего рентгеновское излучение, и п пластинок 6, полностью поглощающих рентгеновское излучение и имеющих длину, равную ширине ступенчатого элемента 5, а ширину - в 5-10 раз меньшую ширины h ступеней ступенчатого элемента 5.

Одна из пластинок 6 расположена вплотную к ступенчатому элементу 5 со

стороны ступени, имеющей наименьшую высоту, а остальные п-1 пластинки 6 установлены на каждой ступени ступенчатого элемента 5, вплотную к подступени рядом расположенной более высокой ступени. Кроме того, устройство включает блок 7 буферной памяти, микроконтроллер 8, например типа AT90S2313, и блок индикации 9.

Выход приемника 3 рентгеновского излучения соединен с входом блока 7 буферной памяти, вход-выход которой соединен с входом-выходом микроконтроллера 8, выход которого соединен с блоком 9 индикации. В качестве блока 7 буферной памяти может быть использован блок того же назначения, входящий в состав исследуемого рентгенодиагностического аппарата. Градационный клин 4 установлен перед приемником 3 рентгеновского излучения, в качестве которого может быть использован либо щелевой, либо планарный преобразователь рентгеновского излучения в электрический сигнал. На фиг. 2 $U_{\text{ш}}$ и $U_{\text{п}}$, где $j = 1, 2, \dots, n$, обозначены соответственно шумовой и полезные сигналы.

Способ измерения динамического диапазона рентгенодиагностических аппаратов осуществляется следующим образом. Градационный клин 4 устанавливают перед рабочей поверхностью приемника 3 рентгеновского излучения. Затем производят стандартное включение исследуемого рентгенодиагностического аппарата, в результате чего от источника 2 на ступенчатую поверхность градационного клина 4 будет воздействовать поток рентгеновского излучения. С помощью градационного клина 4 осуществляют ступенчатое ослабление интенсивности потока рентгеновского излучения, генерируемого источником 2 рентгеновского излучения. При этом каждое ступенчатое ослабление потока рентгеновского излучения осуществляют на одну и ту же фиксированную величину (в предпочтительном варианте на величину, равную обратной величине пороговой контрастной чувствительности) относительно уровня ослабления предыдущей (более тонкой) ступени п-ступенчатого элемента 5. При этом с помощью пластинок 6, полностью поглощающих падающий на них поток рентгеновского излучения, осуществляют (при каждом переходе с одного уровня ослабления потока рентгеновского излучения на другой) полное перекрытие потока рентгеновского излучения. Затем с помощью приемника 3 рентгеновского излучения осуществляют преобразование распределения прошедшего через градационный клин 4 ослабленного потока рентгеновского излучения в электрический сигнал. Электрический сигнал (фиг. 2), соответствующий распределению интенсивности рентгеновского излучения, прошедшего через градационный клин 4 в направлении возрастания толщины п-ступенчатого элемента 5 (фиг. 1), представляет собой чередующуюся последовательность шумовых сигналов - $U_{\text{ш}}$ и полезных сигналов - $U_{\text{п}}$, где $j = 1, 2, \dots, n$. Здесь следует отметить, что представленный на фиг. 2 электрический сигнал в виде чередующейся последовательности шумового сигнала приемного тракта и сигналов, соответствующих потокам рентгеновского

излучения, прошедшим через различные ступени ступенчатого элемента 5, может быть получен либо механическим сканированием - перемещением одноэлементного приемника рентгеновского излучения относительно градиационного клина 4 в направлении - x возрастания толщины ступенчатого элемента 5, либо посредством электронного сканирования чувствительных элементов планарного (матричного) или щелевого приемника в том же направлении x.

Далее осуществляют определение с требуемой точностью границ (начало и конец) каждого сигнала U_j путем сравнения текущих значений U_j сигнала с выхода/входа блока 7 буферной памяти с заданным первым пороговым сигналом $U_{пор.1} > U_{ш}$ в соответствии с зависимостью $U_j > U_{пор.1}$. Иными словами, определяются либо моменты пересечения сканирующим одноэлементным приемником рентгеновского излучения соответственно края j-ой пластинки 6, примыкающей к подступени j-ой ступени ступенчатого элемента 5, и края j+1 пластинки 6, которая не примыкает к подступени j+1 ступени; либо номера i чувствительных элементов планарного или щелевого приемника рентгеновского излучения, соответствующие положению указанных выше краев пластинок 6 в изображении их в плоскости приемника 3 рентгеновского излучения. Определяют последовательно среднее значение полезного сигнала $\bar{u}_j$, соответствующее ослаблению

потока рентгеновского излучения каждой ступенью n-ступенчатого элемента 5. Определяют соответствующее каждому ступенчатому изменению величины ослабления потока рентгеновского излучения величину изменения усредненных значений электрических сигналов

$$\Delta u_{j,j-1} = |\bar{u}_j - \bar{u}_{j-1}|, \text{ а сравнивая}$$

полученное значение с заданным вторым пороговым сигналом $U_{пор.2}$, определяют границы диапазона ослабления величины потока рентгеновского излучения (номера ступенек j_{min} , j_{max}) n-ступенчатым элементом 5, в пределах которого $\Delta u_{j,j-1} > U_{пор.2}$. Искомую величину - динамический диапазон рентгенодиагностического аппарата - определяют, например, из отношения j_{max}/j_{min} .

Изобретение может быть использовано для определения технических характеристик цифровых рентгенодиагностических аппаратов.

Формула изобретения:

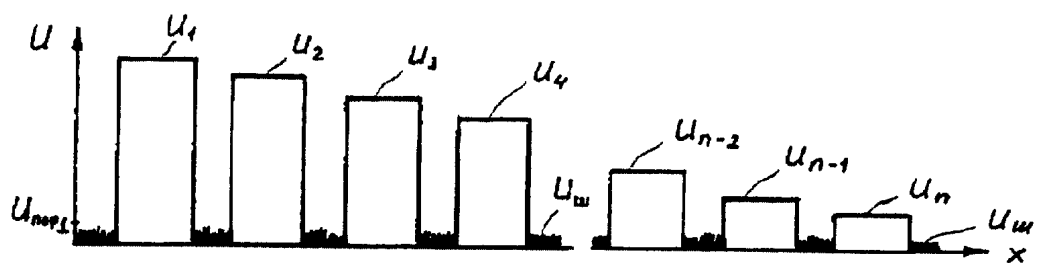
1. Способ измерения динамического диапазона рентгенодиагностических аппаратов, включающий последовательное ступенчатое ослабление потока рентгеновского излучения исследуемого аппарата, преобразование ослабленного потока рентгеновского излучения в электрический сигнал, определение диапазона изменения величины ослабления потока рентгеновского излучения, при котором наблюдают заданный перепад интенсивности в рентгеновском изображении, отличающийся тем, что каждое ослабление потока рентгеновского излучения осуществляют на одну и ту же фиксированную величину относительно уровня ослабления предыдущей ступени, перед каждым ступенчатым ослаблением потока рентгеновского излучения осуществляют его полное перекрытие, измеряют соответствующую каждому ступенчатому изменению величины ослабления потока рентгеновского излучения величину изменения электрического сигнала, усредненного по каждой ступени ослабления потока рентгеновского излучения, а о границах диапазона изменения величины ослабления потока рентгеновского излучения, при котором наблюдают заданный перепад интенсивности в рентгеновском изображении, судят по минимальной и максимальной величине ослабления потока рентгеновского излучения, для которых величина изменения усредненного электрического сигнала при ступенчатом ослаблении потока рентгеновского излучения, будет не ниже заданного порогового значения.

2. Способ по п. 1, отличающийся тем, что ослабление потока рентгеновского излучения осуществляют на фиксированную величину, равную обратной величине пороговой контрастной чувствительности.

3. Градиационный клин, содержащий n-ступенчатый элемент, выполненный из материала, поглощающего рентгеновское излучение, отличающийся тем, что он дополнительно содержит n пластинок, полностью поглощающих рентгеновское излучение и имеющих длину, равную ширине ступенчатого элемента, а ширину меньшую, чем ширина ступени ступенчатого элемента, при этом первая пластинка расположена вплотную к ступенчатому элементу со стороны ступени, имеющей наименьшую высоту, а остальные n-1 пластинок установлены на соответствующих ступенях ступенчатого элемента вплотную к подступени рядом расположенной более высокой ступени.

55

60



Фиг.2

RU 217724 C2

RU 217724 C2