

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

(19) **RU** **2 251 124** <sup>(11)</sup> <sup>(13)</sup> **C1**

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ,  
ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ  
(51) МПК  
[G01T 1/20 \(2000.01\)](#)

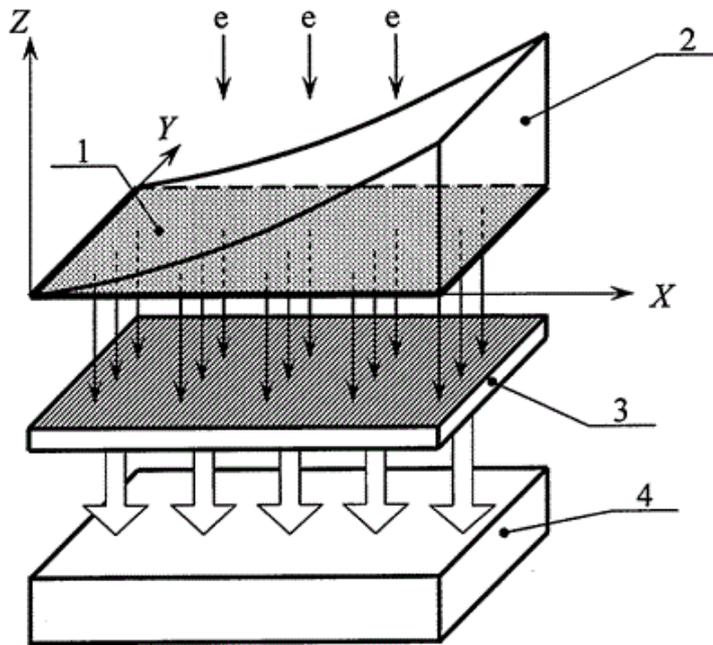
**(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ**

Статус: не действует (последнее изменение статуса: 17.10.2008)

<p>(21)(22) Заявка: <a href="#">2003130362/28</a>, 14.10.2003</p> <p>(24) Дата начала отсчета срока действия патента: 14.10.2003</p> <p>(45) Опубликовано: <a href="#">27.04.2005</a> Бюл. № 12</p> <p>(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: В. ПРАЙС. Регистрация ядерного излучения. - М., 1960, 464 с. RU 2009526 C1, 15.03.1994. US 4156139 A, 22.05.1979. US 5514870 A, 07.05.1996.</p> <p>Адрес для переписки: 620002, г.Екатеринбург, ул.Мира, 19, УГТУ-УПИ, центр интеллектуальной собственности, Т.В. Маркс</p>	<p>(72) Автор(ы): <b>Черепанов А.Н. (RU), Шульгин Б.В. (RU), Петров В.Л. (RU), Королева Т.С. (RU)</b></p> <p>(73) Патентообладатель(и): <b>ГОУ ВПО Уральский государственный технический университет-УПИ (RU)</b></p>
--	---

**(54) СЦИНТИЛЛЯЦИОННЫЙ ДАТЧИК ЭЛЕКТРОННОГО И  $\beta$ -ИЗЛУЧЕНИЯ****(57) Реферат:**

Использование: в дозиметрической и таможенной практике для идентификации источников, электронного и  $\beta$ -излучения. Сущность изобретения: в устройстве сцинтиллятор, выполненный в виде одномерного сцинтилляционного экрана, дополнительно содержит клинообразный преобразователь излучения, сделанный из вещества с низким эффективным атомным номером и имеющий вогнутую форму. Свечение сцинтиллятора воспринимается фотоприемником, выполненным в виде одномерной фоточувствительной линейки, а тракт обработки сигналов включает схему для определения местоположения крайней светящейся ячейки одномерного сцинтилляционного экрана. Технический результат: возможность работы в режиме реального времени, простота обработки сигналов, возможность регистрации позитронного излучения. 2 з.п. ф-лы, 1 ил.



Изобретение относится к области датчиков ионизирующих излучений, чувствительных к электронному и  $\beta$ -излучению, предназначенных для определения энергии электронного и  $\beta$ -излучения и применяемых в дозиметрической и таможенной практике для идентификации источников, электронного и  $\beta$ -излучения, а также при работе с радиоизотопами в медицинской диагностике и терапии.

Известен сцинтилляционный детектор ядерных излучений (Патент US №3688118, кл. G 01 T 1/00, 1972.), который содержит два сцинтилляционных датчика, один из которых чувствителен к заряженным частицам, к электронному и  $\beta$ -излучению и нейтронам, а второй сцинтилляционный датчик чувствителен только к заряженным частицам, к электронному и  $\beta$ -излучению. Однако ни один из этих сцинтилляционных датчиков электронного и  $\beta$ -излучения не пригоден для идентификации их энергии, поскольку каждый из них работает только в счетном режиме.

Известны сцинтилляционные датчики электронного и  $\beta$ -излучения на основе органических материалов (Шрам Э., Ломбер Р. Органические сцинтилляторы. М.: Атомиздат, 1967. 184 с.). Органические сцинтилляторы, уступая неорганическим по термической устойчивости, обладают рядом преимуществ: они обладают малой длительностью сцинтилляций и являются быстрыми сцинтилляторами нано- и пикосекундного диапазона. Они, в отличие от неорганических сцинтилляторов, пригодны для регистрации супермягкого электронного и  $\beta$ -излучения. Однако органические сцинтилляционные датчики работают в счетном режиме и не обеспечивают спектрометрии электронного и  $\beta$ -излучения. Использование органических сцинтилляторов в сцинтилляционных спектрометрах ограничено из-за их крайне низкого энергетического разрешения (несколько десятков процентов) и из-за необходимости применения сложных спектрометрических электронных трактов.

Известен сцинтилляционный датчик электронного и  $\beta$ -излучения в виде последовательно соединенных сцинтилляционного кристалла  $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$  и световода из органического водородсодержащего вещества - сцинтиллятора на основе стильбена или пластмассы  $(\text{CH})_n$ , чувствительного к быстрым нейтронам, а также электронному и  $\beta$ -излучению (Патент RU №2088952, кл. G 01 N 1/20, 1997). Однако известный сцинтилляционный датчик по патенту RU №2088952 применяется только в счетном режиме. Возможность его применения для определения энергии электронного и  $\beta$ -излучения ограничена из-за низкого энергетического разрешения используемых в нем материалов: энергетическое разрешение кристаллов  $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$  обычно составляет 15-20%, а органического компонента сцинтилляционного датчика - десятки процентов. Кроме того, известный сцинтилляционный датчик для определения энергии требует применения сложного спектрометрического электронного тракта.

Известен сцинтилляционный датчик, в частности сцинтилляционный датчик электронного и  $\beta$ -излучения (Патент US №5514870, кл. G 01 T 001/202; G 01 T 001/203, 1996). Сцинтилляционный датчик содержит чистый кристалл CsI и быстрый пластический сцинтиллятор NE 102 A. В качестве фотоприемника используют фотоумножитель. При регистрации падающей радиации световые сцинтилляции от обоих сцинтилляторов: пластика и кристалла CsI, поступают на фотоумножитель, сигналы от которого обрабатываются электронным трактом. Однако тракт обработки

сигналов известного датчика оказывается сложным. Он включает в себя анализатор импульсов, временной селектор с короткими и длинными временными воротами. Детектор при анализе вида падающей радиации обеспечивает высокое временное разрешение (3 нс), задаваемое пластиком. Однако при определении энергии падающего электронного или  $\beta$ -излучения временное разрешение датчика оказывается недостаточно высоким, для чистого кристалла CsI оно составляет 30 нс.

Наиболее близким к заявляемому является сцинтилляционный датчик электронного и  $\beta$ -излучения, описанный в работе (В.Прайс. Регистрация ядерного излучения. М.: ИИЛ, 1960. 464 с.). Датчик содержит сцинтиллятор, фотоприемник и тракт обработки сигналов. В качестве сцинтиллятора в известном устройстве применяют кристаллы антрацена, обладающие малым временем высвечивания (до 4 нс) и не требующие в отличие от кристаллов NaI-Tl герметичной упаковки. В качестве фотоприемника применяют фотоэлектронный умножитель. Сцинтиллятор выбирается такого размера, чтобы его площадь равнялась площади катода торцевого фотоумножителя, а толщина - пробегу  $\beta$ -частиц с максимальной энергией. Тракт обработки сигналов известного сцинтилляционного  $\beta$ -спектрометрического датчика содержит блок анализатора, который регистрирует только импульсы, соответствующие пику полной энергии, и анализирует формируемый амплитудный спектр, а также содержит сложную схему, которая корректирует получаемый амплитудный спектр из-за нелинейной зависимости световыхода антрацена от энергии электронного и  $\beta$ -излучения при энергиях ниже 100 кэВ.

Недостатком известного устройства является постоянная толщина выбранного сцинтиллятора, равная, по крайней мере, пробегу  $\beta$ -частиц с максимальной энергией, что делает его малоприменимым, если требуются измерения  $\beta$ -источников других типов с более жестким спектром, т.е. с большей максимальной энергией. Недостатком является также наличие сложной схемы анализатора и коррекции сигналов.

Предлагаемый сцинтилляционный датчик электронного и  $\beta$ -излучения (чертеж) состоит из сцинтиллятора в виде одномерного сцинтилляционного экрана 1, содержащего дополнительно клинообразный преобразователь излучения вогнутой формы 2, фотоприемника, в виде одномерной фоточувствительной линейки 3 и тракта обработки сигналов 4. Датчик работает следующим образом. Попадая в дополнительный преобразователь излучения, электронное излучение проходит через клинообразный преобразователь излучения вдоль оси Z на величину, не превышающую максимальный экстраполированный пробег электронов ( $\beta$ -частиц) для данной энергии. Это означает, что только часть излучения достигнет сцинтиллятора 1, т.е. по оси X будет загружена только часть ячеек фотоприемной линейки от начала (нулевой толщины) клина до некоторого предела, соответствующего определенной толщине клина, по которому и можно определить максимальную энергию падающего излучения. Чтобы координата крайней светящейся ячейки сцинтилляционного экрана была пропорциональна энергии регистрируемых электронов, поверхность клина должна иметь форму ( $Z=f(X)$ ), соответствующую зависимости пробега электронов от их энергии. Фоторегистрирующее устройство и тракт обработки сигналов определяют крайнюю светящуюся ячейку сцинтилляционного экрана путем сравнения сигнала от каждой ячейки фоторегистрирующей линейки с сигналом, соответствующим пороговому значению, адекватному фону. Световой фон может быть связан с естественным гамма-фоном и случайными слабыми сцинтилляциями. Устройство определяет координату X последней светящейся ячейки сцинтилляционного экрана. Это, поскольку  $X \sim R_{\text{экс}}$ , равносильно определению экстраполированного пробега  $R_{\text{экс}}$  электронов ( $\beta$ -частиц) в веществе клина, имеющем небольшой эффективный атомный номер  $Z_{\text{эфф}}$  (алюминий, легкая керамика, фторид лития или натрия и др.) для уменьшения альбедо электронного и  $\beta$ -излучения. Далее по величине  $R_{\text{экс}}$ , [г/см<sup>2</sup>], определяется энергия электрона  $E_0$ , [МэВ], по формуле

$$E_0 = C_1 m_0 c^2 \exp \left[ \frac{R_{\text{экс}}}{C_1} \left( C_2 + \frac{C_3}{1 + C_4 R_{\text{экс}}^{C_5}} \right) - 1 \right], \text{ где}$$

$$C_1 = \frac{2,98 \cdot 10^3}{Z}; C_2 = \frac{6,14 \cdot Z^{1,026}}{A}; C_3 = 2,57 \cdot 10^2 - 0,34Z; C_4 = \frac{1,47 \cdot 10^3}{Z^{0,692}}; C_5 = \frac{0,905}{Z^{0,1874}},$$

где A - атомная масса, Z - эффективный атомный номер вещества. (В.П.Машкович, А.В.Кудрявцева. Защита от ионизирующих излучений. Справочник. М.: Энергоатомиздат, 1995. 494 с.)

Сцинтилляционный экран изготавливают из материала с малым временем высвечивания  $\tau$  (например, (Li, Na)F кристаллы с  $\tau < 5$  нс), что позволяет датчику работать в режиме реального времени при больших радиационных нагрузках.

Преимуществом предлагаемого сцинтилляционного датчика электронного и  $\beta$ -излучения является его работа в режиме реального времени и простота тракта обработки сигналов в сравнении с аналогами, в которых используются сложные схемы с высокими требованиями к линейности преобразования сигналов.

Дополнительным преимуществом предлагаемого сцинтилляционного датчика электронного и  $\beta$ -излучения является возможность регистрации не только электронного и  $\beta$ -, но и позитронного излучения.

#### Формула изобретения

1. Сцинтилляционный датчик электронного и  $\beta$ -излучения, включающий сцинтиллятор, фотоприемник и тракт обработки сигналов, отличающийся тем, что сцинтиллятор выполнен в виде одномерного сцинтилляционного экрана и дополнительно содержит клинообразный преобразователь излучения, фотоприемник выполнен в виде одномерной фоточувствительной линейки, а тракт обработки сигналов включает схему для определения местоположения крайней светящейся ячейки одномерного сцинтилляционного экрана.

2. Сцинтилляционный датчик электронного и  $\beta$ -излучения по п. 1, отличающийся тем, что клинообразный преобразователь изготовлен из вещества с небольшим эффективным атомным номером.

3. Сцинтилляционный датчик электронного и  $\beta$ -излучения по п. 1 или 2, отличающийся тем, что клинообразный преобразователь имеет вогнутую форму, обеспечивающую линейную зависимость преобразования энергии регистрируемого излучения в величину пробега.

#### ИЗВЕЩЕНИЯ

**ММ4А - Досрочное прекращение действия патента Российской Федерации на изобретение из-за неуплаты в установленный срок пошлины за поддержание патента в силе**

(21) Регистрационный номер заявки: [2003130362](#)

Дата прекращения действия патента: **15.10.2005**

Извещение опубликовано: [20.06.2007](#)      БИ: 17/2007