



ИНСТИТУТ ТЕОРЕТИЧЕСКОЙ И  
ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЙ ФИЗИКИ

А.И.БОЛОЗДНЯ, А.Н.ВАРИН<sup>(\*)</sup>, В.В.ЕГОРОВ<sup>(\*)</sup>,  
С.Д.КАЛАШНИКОВ<sup>(\*\*)</sup>, В.Л.КРИВОШЕИН<sup>(\*\*)</sup>,  
В.П.МИРОШНИЧЕНКО<sup>(\*)</sup>, Б.У.РОДИОНОВ<sup>(\*)</sup>

ПЕРСПЕКТИВЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ  
В РАДИОИЗОТОПНОЙ ДИАГНОСТИКЕ  
ЭМИССИОННОГО МЕТОДА РЕГИСТРАЦИИ  
ГАММА -- КВАНТОВ

МОСКВА 1980

<sup>(\*)</sup> Московский инженерно-физический институт,

<sup>(\*\*)</sup> Всесоюзный научно-исследовательский институт медицин-  
ского приборостроения

Рассмотрены основные характеристики современных гамма-камер различных типов и отмечены принципиальные и технологические трудности их улучшения. Рассмотренный тип позиционно-чувствительного детектора на основе эмиссионного (двухфазного) метода регистрации гамма-квантов, который позволяет улучшить характеристики гамма-камеры.

© ИТЭФ 1980

Работа поступила в ОНТИ 18/II-1980г.

---

Подписано к печати II/III-80г. Т-03781. Формат 70x108 I/16.  
Печ.л.1,5.Тираж 270 экз.Заказ 34.Цена II коп. Индекс 3624.

---

Отдел научно-технической информации ИТЭФ, II7259, Москва

## I. Введение

Используемый в ядерной медицине метод радиоизотопной диагностики, благодаря его точности и объективности, позволяет получать количественные данные при изучении многих заболеваний. Особенно велика его роль в онкологии. Одно из преимуществ диагностики с помощью меченых радиоактивными нуклидами соединений - возможность обнаружения опухолей на ранней стадии их образования, когда рентгенологически они еще не выявляются, но уже вызывают слабое расстройство функций пораженного органа.

В настоящее время одним из наиболее распространенных радиодиагностических приборов является гамма-камера (ГК) - двухкоординатный детектор гамма-квантов, позволяющий визуализировать пространственное распределение радиоактивного препарата в органах пациента.

Цель настоящей работы - обосновать перспективность применения в радиоизотопной диагностике нового позиционно-чувствительного детектора (ПЧД) гамма-квантов и дать количественную оценку его характеристик.

В разделе II анализируются основные характеристики ГК известных типов, в разделе III обсуждаются возможности нового эмиссионного метода детектирования гамма-квантов.

## II. Основные характеристики гамма-камер

Наиболее важными характеристиками гамма-камер всех типов являются их энергетическое и пространственное разрешение, а также эффективное поле зрения (область детектора, участвующего в формировании изображения). Значения этих характеристик для ГК различных типов приведены в таблице I.

В настоящее время только сцинтилляционные камеры получили распространение. Полупроводниковые и газовые пропорциональные камеры находятся на стадии экспериментальных разработок.

Популярность сцинтилляционной аналоговой гамма-камеры типа Анжера (см. рис. 1) можно объяснить тем, что вся совокупность ее параметров в целом является наиболее приемлемой для целей радиоизотопной диагностики, хотя ни одна из ее отдельно взятых характеристик не является наилучшим достижением по сравнению с камерами других типов.

### I. Энергетическое разрешение

Для практики радиоизотопной диагностики энергетическое разрешение имеет важное значение, поскольку оно влияет на качество получаемого изображения.

Высокое энергетическое разрешение необходимо:

- а) при работе одновременно с несколькими изотопами (например, с  $Tc^{99m}$  (140 кэВ) и  $Se^{75}$  (136 кэВ);
- б) при работе с изотопами, дающими сразу несколько фотопиков, так как желательнее использование гамма-квантов меньшей энергии, у которых фотопик обычно интенсивнее других и они лучше коллимируются;
- в) для отделения рассеянного в тканях излучения от нерассеянного, что увеличивает контрастность изображения.

Как видно из таблицы I, величины энергетического разрешения сцинтилляционных ГК изменяются от 50% для мозаичной ГК до 9% для гибридной ГК с усилителем изображения (для  $E_j = 140$  кэВ). Улучшить энергетическое разрешение сцинтилляционных ГК можно, повысив квантовую эффективность фотокатода ФЭУ в синей области спектра, характерной для

сцинтиллятора  $NaI(Tl)$ . Однако величина квантовой эффективности принципиально не может быть больше 50%. В настоящее время типичная для применяемых в ГК ФЭУ величина квантовой эффективности составляет 25%. Учитывая, что относительная дисперсия числа фотоэлектронов в ФЭУ обратно пропорциональна корню квадратному из величины квантовой эффективности, получим максимально возможное улучшение энергетического разрешения примерно в  $\sqrt{2}$  раз.

Газовые многопроволочные пропорциональные камеры, применяемые в ядерной медицине, не обладают спектрометрическими свойствами. Это связано с необходимостью применения конверторов для обеспечения приемлемой эффективности регистрации.

В настоящее время наилучшим энергетическим разрешением обладают полупроводниковые ГК на чистом германии. Однако немногочисленные экспериментальные образцы ГК данного типа имеют низкую эффективность регистрации гамма-излучения, небольшие размеры, чрезвычайно дороги и сложны в эксплуатации, а потому далеки от внедрения в широкую клиническую практику.

## 2. Пространственное разрешение

Пространственное разрешение – основная характеристика ГК. Улучшение пространственного разрешения увеличивает объективность диагностики, основанной на поиске аномалий распределения радиоактивного препарата в теле пациента.

Рассмотрим основные факторы, влияющие на пространственное разрешение ГК.

## А. Влияние коллимирующего устройства

Разрешающая способность ГК с многоканальным коллиматором определяется как

$$\delta_c = \sqrt{\delta_x^2 + \delta_k^2}, \quad (1)$$

где  $\delta_c$  - разрешающая способность системы (ГК с многоканальным коллиматором),  $\delta_x$  - собственная разрешающая способность ГК (без коллиматора),  $\delta_k$  - геометрическая разрешающая способность коллиматора при определенном расстоянии между поверхностью коллиматора и объектом.

При увеличении количества отверстий и толщины коллиматора уменьшается  $\delta_k$ , но неизбежно ухудшается чувствительность системы в целом. В настоящее время разработаны коллиматоры, имеющие  $\delta_k = 2,5$  мм для  $E_\gamma = 140$  кэВ. ГК с собственным разрешением  $\delta_x = 1-2$  мм потребуют создания коллиматоров с  $\delta_k$  меньше, чем 1 мм.

Одним из критериев получения статистически достоверного изображения объекта, т.е. области повышенного или пониженного накопления радиоактивного препарата в исследуемом органе, является контраст объекта, который можно определить как

$$K = \frac{|N_o - N_\phi|}{N_o + N_\phi} \quad (2)$$

где  $N_o$  - число зарегистрированных на единице площади импульсов в области объекта,  $N_\phi$  - число зарегистрированных на единице площади импульсов в области фона (окружающей объект).

Согласно работе [5], где применен статистический подход к визуализации объектов, объекты площади достоверно визуализируются, если

$$\frac{|N_o - N_\phi|}{\sigma_{|N_o - N_\phi|}} > 3, \quad (3)$$

где  $\sigma_{|N_0 - N_\phi|}$  - стандартное отклонение.

Пользуясь данными работы [15], где учитывается также влияние размера фоновой области на достоверность визуализации, для случая  $N_0 > N_\phi$  можно записать

$$\frac{\delta \cdot (\theta - 1)}{\sqrt{\frac{\theta}{N_\phi} + \frac{\theta}{4,26 N_\phi}}} = 3,$$

где  $\theta = \frac{N_0}{N_\phi}$ . Отсюда

$$N_\phi \approx \frac{11,1 \cdot \theta}{\delta^2 \cdot (\theta - 1)^2}. \quad (3)$$

С другой стороны известно, что

$$N_\phi = G \cdot A \cdot t \cdot \varrho / S, \quad (4)$$

где  $G$  - геометрическая эффективность многоканального коллиматора,  $S$  - площадь органа с распределенной по нему активностью  $A$ ,  $\varrho$  - коэффициент, учитывающий наличие рассеянного в тканях и детекторе излучения,  $t$  - время регистрации излучения. В таблице 2 приведены значения разрешающей способности коллиматора  $\delta_x$  и соответствующие им значения геометрической эффективности  $G$  многоканального коллиматора с параллельными отверстиями, вычисленные по формулам работы [6], а также приведено минимальное время получения статистически достоверного изображения:

$$t = \frac{11,1 \cdot \theta \cdot S}{\delta^2 \cdot (\theta - 1)^2 \cdot G \cdot \varrho \cdot A} \quad (5)$$

или, выражая  $\theta$  через контраст объекта  $K$ ,

$$t \approx \frac{11,1 \cdot (1 - K)^2 \cdot S}{4 K^2 \cdot G \cdot \varrho \cdot A}. \quad (6)$$

Время рассчитано для  $S' = 200 \text{ см}^2$  (размер среднего органа, например, печени),  $A = 10 \text{ мКи}$  (обычно используемая активность препарата при работе с  $Tc^{99m}$ ) и двух значений контраста. Величина  $\Delta x$  для сцинтилляционной аналоговой ТК взята из работы [7]

Из таблиц 2 видно, что многоканальный коллиматор с параллельными створками не обеспечивает измерение с пространственным разрешением меньше 2 мм объектов с небольшим контрастом (а именно такие объекты наиболее интересны для ранней диагностики) из-за большого времени регистрации необходимого числа гамма-квантов.

Для измерений с пространственным разрешением  $\Delta x < 2 \text{ мм}$  (если  $\Delta x < 2 \text{ мм}$ ) возможны следующие пути:

а) применение короткоживущих изотопов для увеличения активности препарата;

б) использование устройств с кодирующей апертурой [8].

В первом случае, увеличивая активность препарата до 100 мКи и более, можно проводить исследования с коллиматором обычного типа, обеспечивая разрешение порядка 1 мм за достижимое время ( $\sim 10^2 - 10^3 \text{ с}$ ).

Во втором случае использование устройств с кодирующей апертурой позволяет существенно увеличить телесный угол, под которым точки объекта "видят" плоскость отображения. Однако, получаемое изображение непосредственно нераспознаваемо и требуется его последующее декодирование. Практическое применение одного из видов кодирующей апертуры - кольцевых зон Френеля - показало, что при данном методе коллимации можно достичь пространственного разрешения около 1-2 мм при энергиях  $E_\gamma \leq 150 \text{ кэВ}$ , но для этого необходимы детектирующие устройства, обладающие

высоким собственным пространственным разрешением и достаточно высокой эффективностью регистрации гамма-квантов.

### Б. Рассеяние излучения в детекторе

При взаимодействии гамма-квантов ( $E_\gamma < 1 \text{ МэВ}$ ) с детектирующей средой возможны: фотоэлектрическое поглощение при первом же взаимодействии гамма-кванта, одно или несколько комптоновских рассеяний с последующим фотоэлектрическим поглощением в пределах детектора.

Первый процесс является главным для формирования изображения. События второго процесса дискриминируются по энергии как фоновые. Рассеяние с последующим фотопоглощением также участвует в формировании изображения, но ухудшает пространственное разрешение в связи с тем, что регистрируемый центр взаимодействия смещается относительно места первоначального попадания гамма-кванта. Величина последнего эффекта зависит от атомного номера и плотности вещества детектора и растет с увеличением толщины детектора и энергии гамма-излучения /9/. Наличие этого эффекта принципиально ограничивает пространственное разрешение ГК.

В современных аналоговых сцинтилляционных ГК используются монокристаллы  $\text{NaI}(\text{Tl})$  толщиной 12,7 мм. Такая толщина была выбрана из соображения оптимального соотношения между эффективностью поглощения и рассеянием в детекторе. При такой толщине сцинтиллятора вероятность фото-взаимодействия, происшедшего вне радиуса 5 мм от оси первоначального направления движения гамма-кванта, не превышает 1,9% для  $E_\gamma = 500 \text{ кэВ}$ , но уже для радиуса 2,5 мм составляет 11%. Следовательно, влиянием этого эффекта

для аналоговых ГК с разрешением более 4 мм можно пренебречь вплоть до энергии фотонов 500 кэВ. Стремление улучшить пространственное разрешение данных приборов до 1 мм ограничивает максимальную величину энергии гамма-измерения на уровне  $\sim 200$  кэВ.

Большое значение имеет эффект рассеяния в полупроводниковых камерах. Например, для ГК на чистом германии вероятность смещения позиции фотовзаимодействия гамма-кванта с энергией 150 кэВ на расстояние более 2 мм от места первоначального попадания в детекторе толщиной 12,7 мм будет уже около 20% /5/.

Отсюда следует, что детекторы на основе легких веществ должны иметь толщину, не сильно превышающую величину оптимального пространственного разрешения, а это приводит к низкой эффективности регистрации гамма-квантов.

### В. Энергетическое разрешение ПЧД различных типов

Оценим влияние на пространственное разрешение методов съема информации о местоположении взаимодействия гамма-кванта с веществом.

В аналоговой сцинтилляционной ГК для выработки координатных сигналов  $X, Y$ , линейно связанных с координатами сцинтилляционной вспышки  $x, y$ , используется совокупность сигналов системы фотоумножителей, находящихся в оптическом контакте с поверхностью монокристалла

$NaI(Tl)$  большого диаметра (рис.1) В такой системе флуктуации позиционного сигнала практически определяются флуктуациями числа электронов, выбитых с фотокатодов ФЭУ, причем пространственное разрешение пропорционально энергетическому разрешению [10].

Улучшение энергетического разрешения с 14–15% до 12–13% (для гамма-излучения с энергией 140 кэВ) существенно не отразится на пространственном разрешении. Последнее зависит также от геометрических характеристик детектора: толщины кристалла и световода, диаметра фотокатода ФЭУ, коэффициентов преломления на границе раздела кристалл-световод и условий отражения света на поверхностях. Эти характеристики имеют технологические и физические ограничения, поэтому существует предельное пространственное разрешение. Расчет, проведенный в работе [11], учитывающий отражение света на границах раздела, показывает, что предельное пространственное разрешение может составить около 5 мм для "стандартного" детектора с 19 ФЭУ при  $\Delta E/E = 15\%$ .

Пространственное разрешение сцинтилляционной ГК с мозаичным детектором определяется диаметром кристаллов мозаики. Улучшение пространственного разрешения  $\delta_x = 5$  мм, достигнутого за счет использования ЭВМ, связано со значительными техническими трудностями. Главная трудность состоит в том, что увеличение числа элементов мозаики ухудшает энергетическое разрешение системы, которое и так невелико (табл. I).

Попытка применения усилителей изображения (УИ) с непосредственной теле- или фоторегистрацией с выходного экрана УИ не имели успеха, главным образом, из-за низкого энергетического разрешения такой ГК. Более перспективной оказалась "гибридная" ГК, состоящая из двухступенчатого УИ, фотокатод которого оптически сопряжен с кристаллом  $NaI(Tl)$ , и четырех ФЭУ на выходном окне УИ, определяющих центр интенсивности вспышки по тому же алгоритму,

что и в камере типа Анжера. При одинаковой полезной площади детекторов "гибридная" камера по пространственному разрешению эквивалентна ГК типа Анжера с бесконечно большим числом ФЭУ /12/.

Предельное пространственное разрешение такой системы имеет величину около 3 мм для сцинтилляционного кристалла толщиной порядка 1 см. Основные недостатки "гибридной" ГК с УИ — большая стоимость и низкие эксплуатационные качества — объясняются сложностью конструкции детектора и необходимостью использования уникальных малошумящих с высоким коэффициентом усиления и большим входным окном.

Для полупроводниковых и многопроволочных пропорциональных ГК характерно применение ортогональной структуры считывающих электродов. Собственное пространственное разрешение таких систем при уменьшении расстояния между считывающими элементами (например, между соседними проволочками) меньше 1 мм определяется, в основном, рассеянием гамма-квантов в материале детектора и пробегом образованных электронов. Метод съема информации не накладывает в этом случае дополнительных ограничений на величину пространственного разрешения.

### 3. Эффективное поле зрения

Актуальной для настоящего времени задачей является комплексное радиоизотопное исследование одновременно больших групп органов или даже всего тела. Решение данной задачи требует создания ПЧД большой площади. ГК с полем зрения равным, например, площади человеческого тела, позволит резко сократить время обследования всего тела по сравнению с существенными методиками постановки диагноза,

обеспечит ранее недоступную для врача возможность контроля всех органов как единого функционального целого.

Поле зрения сцинтилляционных ГК с монокристаллом  $\text{NaI(Tl)}$  ограничено размерами кристалла. Увеличение поля зрения ограничивается трудностями изготовления оптически однородных кристаллов больших размеров.

Увеличение поля зрения сцинтилляционной мозаичной ГК приводит к квадратичному росту числа элементов мозаики и стоимости прибора.

Немногочисленные экспериментальные образцы полупроводниковых ГК имеют размеры менее 10 см. Это связано с трудностями получения детекторов достаточной площади для обеспечения необходимого поля зрения и эффективности регистрации.

ГК с газовым наполнением не имеют принципиальных ограничений по своим размерам.

#### 4. Выводы

Анализ основных характеристик и возможностей существующих типов ГК<sup>Кс.</sup> позволяет сделать следующие выводы:

— при наличии специального коллимирующего устройства пространственное разрешение ГК принципиально может быть доведено до 1-2 мм для энергий  $E_{\gamma} \leq 200$  кэВ;

— существующие типы ПЧД принципиально не могут обеспечить одновременное улучшение пространственного и энергетического разрешения, а также увеличение поля зрения ГК.

## В. Эмиссионная электролюминесцентная гамма-камера (ЭГК)

### 1. Сущность эмиссионного метода регистрации

Рассмотрим возможность создания ГК принципиально нового типа, удовлетворяющей противоречивым и жестким требованиям ядерной медицины. Принцип работы предлагаемого ИЧД сводится к следующему (рис.2): гамма-кванты, излучаемые радиоактивным индикатором, проходят через коллиматор  $I$  и взаимодействуют со слоем диэлектрика  $X$ , например, конденсированного благородного газа. Комптоновские и фотоэлектроны, производя ионизацию, образуют электрон-ионные пары в конденсированном веществе. В электрическом поле между дном камеры  $X$  и электродом  $Y$  электроны преодолевают притяжение положительных ионов и дрейфуют к границе раздела фаз. В поле напряженностью несколько киловольт на 1 см электроны эмиттируют в газовую фазу. В газовой фазе электроны регистрируются одним из известных способов (например, по газовому разряду в пропорциональном режиме или с помощью электролюминесценции) [13]. Более детально эмиссия свободных электронов из конденсированной фазы в газовую описана в работах [13-15].

### 2. Рабочее вещество

Большой интерес представляет использование в качестве детектирующей среды конденсированного ксенона. В таблице 3 помещены сравнительные данные, отражающие эффективность  $Nu.I(Te)$ , германия и конденсированного ксенона для формирования гамма-топографического изображения (для  $E_{\gamma} = 150$  кэВ).

В таблице указано также предельное энергетическое разрешение для каждого вещества, которое зависит от флуктуации числа вторичных регистрируемых частиц (электронов для  $Ge$  и  $Xe$ , фотонов для  $NaI(Tl)$ ), отношение сечения фотоэффекта к полному сечению поглощения (фотофракция), а также длина фотопоглощения.

Приведенные данные показывают целесообразность использования конденсированного  $Xe$  в качестве рабочего вещества ПЧД.

### 3. Энергетическое разрешение ЭГК

Как один из простейших вариантов использования эмиссионной методики для построения ПЧД гамма-камеры рассмотрим эмиссионную электролюминесцентную камеру (рис.2). При энергиях дрейфующих в газе электронов порядка нескольких электронвольт возникает свечение – электролюминесценция благородного газа. Интенсивность генерируемого электронами свечения растет с увеличением напряженности поля, а спектр его при этом смещается в ультрафиолетовую область. Характеристики электролюминесценцией инертных газов приведены в работах [14] и [15].

Фотоны, возникающие в результате электролюминесценции, регистрируются затем с помощью матрицы фотоумножителей как в сцинтилляционной аналоговой ГК. Поскольку спектр электролюминесценции благородных газов лежит в ультрафиолетовой области, на внутреннюю поверхность световода напыляется тонкий слой спектрсмещителя (Р-терфенил, Р-кватерфенил).

Оценим предельное энергетическое разрешение  
 электролюминесцентной ТК на конденсированном ксеноне при  
 следующих предположениях:

- с трека частицы в конденсированном веществе вытягива-  
 ются все электроны;
- имеет место 100%-ная эмиссия электронов из конденса-  
 рованной фазы в газовую;
- флуктуации числа эмиттируемых электронов, генерированных  
 в процессе электролюминесценции фотонов и фотоэлектронов  
 в ФЭУ, носят пуассоновский характер.

При данных предположениях предельное энергетическое  
 разрешение ЭТК будет равно (см. приложение):

$$\rho = 2,36 \sqrt{\frac{F \cdot W}{E} + \frac{W}{E \cdot f \cdot K \cdot \beta \cdot \ell \cdot \epsilon_{\text{фк}} \cdot g_1} \cdot \frac{m}{m-1}}, \quad (7)$$

где  $E$  - энергия поглощенного гамма-кванта,  $F$  - фактор Фано,  
 $W$  - средняя энергия образования пары электрон-ион,  
 $K$  - квантовая эффективность электролюминесценции (среднее  
 число фотонов, генерируемых одним электроном),  $\beta$  - коэф-  
 фициент трансформации света с помощью сместителя спектра  
 (для кватерципила  $\sim 0.8$ ),  $f$  - геометрическая эффектив-  
 ность сбора света,  $\ell$  - коэффициент, учитывающий потери  
 света при спектропреобразовании ( $\ell \leq 0,5$ ),  $\epsilon_{\text{фк}}$  - кван-  
 товая эффективность фотокатода,  $g_1$  - коэффициент сбора  
 фотоэлектронов на первый диод ФЭУ,  $m$  - средний коэф-  
 фициент усиления диодов ФЭУ.

Количество света, генерируемого в процессе электро-  
 люминесценции, может в сотни раз превосходить количество  
 света сцинтилляционной вспышки в кристалле  $\text{NaI}(\text{Tl})$  [18].  
 Обозначим через  $M$  коэффициент подобного

усиления света. В таблице 4 для энергии гамма-квантов 140 кэВ приведены энергетическое разрешение  $\rho$  при  $M = 100$  и  $M = 1000$ , квантовая эффективность электролюминесценции  $k$  и отношение  $n_{фэ}/n_э$  числа фотоэлектронов в ФЭУ к числу свободных электронов, эмиттирующих в газовую фазу. При расчете энергетического разрешения для ЭГК с конденсированным ксеноном использовались следующие значения параметров:  $F = 0,05$ ;  $w = 15,5$  эВ;  $f = 0,3$ ;  $l = 0,5$ ;  $\epsilon_{фк} = 0,15$ ;  $g_1 = 1$ ;  $m = 5$  [19].

#### 4. В ы в о д ы

Проведенные расчеты показывают, что энергетическое разрешение ЭГК может быть в 4–5 раз лучше энергетического разрешения сцинтилляционной аналоговой ГК.

Поскольку пространственное разрешение аналоговой ЭГК пропорционально ее энергетическому разрешению, оно может быть также улучшено в 4–5 раз.

Таким образом, эмиссионный электролюминесцентный ПЧД на основе твердого ксенона обладает следующими привлекательными возможностями:

- высокой эффективностью регистрации гамма-излучения (близкой к эффективности кристалла  $NaI(Tl)$ );
- энергетическим разрешением  $\sim 3\%$  для энергии гамма-квантов 140 кэВ (как у полупроводниковых ГК);
- пространственным разрешением  $\sim 1$ –2 мм;
- возможностью создания детектора большой площади;
- использованием апробированной системы вывода и представления информации (как у сцинтилляционных аналоговых ГК).

К недостаткам такого детектора следует отнести:

- необходимость охлаждения кристалла до температуры 160 K° и стабилизации температуры во время работы;
- необходимость использования специальной системы (резервуара) для хранения газа, образующегося после испарения кристалла после его отогревания, и обеспечения высокой чистоты используемого газа (концентрация примеси должна быть ниже  $10^{-6}$ ).

На наш взгляд, представляется целесообразным изготовление и исследование экспериментального образца эмиссионной электролюминесцентной гамма-камеры на основе конденсированного ксенона. Такое исследование позволит уточнить физические, технические, эксплуатационные и диагностические характеристики нового прибора, что необходимо для оценки перспектив использования эмиссионных детекторов в ядерной медицине.

В заключение авторы выражают благодарность В.А.Смирнитскому за полезное обсуждение.

Таблица I

ОСНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ГАММА-КАМЕР РАЗЛИЧНЫХ ТИПОВ

Тип гамма-камеры Основные характеристики	Сцинтилляционные камеры			Полупроводниковые камеры /3/	Газовые пропорциональные камеры с конвертором-коллиматором /4/	
	аналоговые /1/ж	мозаичные /1/ж	с усилителем изображения /3)			
Энергетическое разрешение, %	14-15 (140 КэВ <sup>ж</sup> )		50 (122 кэВ)	10 (122 кэВ)	2,5 (140 кэВ)	-
Пространственное разрешение, мм	4	8	5	4,5	2	6 (511 кэВ)
Эффективное поле зрения, см	25	39	15x23	34,5	3,2x6,4	48x48

ж) Литературная ссылка

жк) в скобках энергия гамма-квантов

Таблица 2

МИНИМАЛЬНОЕ ВРЕМЯ ЭКСПОЗИЦИИ  $t$  С ПРОСТРАНСТВЕННЫМ  
РАЗРЕШЕНИЕМ  $\delta_k$  ДЛЯ РАЗЛИЧНЫХ КОНТРАСТОВ ОБЪЕКТА  $K$

$\delta_k$ , мм		5	3	2	1	0,5
$G^{*})$ , $10^{-5}$		15	5,4	2,4	0,6	0,15
$t$	$K = 0,13$	23с	180с	15 мин	4 ч	64 ч
	$K = 0,33$	1,6с	12с	64с	16,7мин	4,4 ч

\*) Геометрическая эффективность коллиматора с разрешающей способностью

Свойства рабочего вещества детектора

Таблица 3

Вещество детектора	Число вторичных регистрируемых частиц	Предельное энергетическое разрешение	Фотофракция	Длина фотопоглощения см
NaI(Tl)	$3 \cdot 10^3$	1,8%	0,88	0,61
Ge	$5 \cdot 10^4$	0,25%	0,45	1,7
Твердый Xe	$9,6 \cdot 10^3$	0,23%*	0,79	0,51

\*) С учетом фактора Фано  $F = 0,05$ 

Таблица 4

Энергетические характеристики ЭГК для различного световыхода (по сравнению с NaI(Tl)).

Световыход ЭГК	Квантовая эффективность электролюминесценции	Число фотоэлектронов Число свободных электронов	Энергетическое разрешение
Световыход NaI(Tl)			
100	46	0,8	3,1%
1000	460	8	1,1%

## ПРИЛОЖЕНИЕ

### ЭНЕРГЕТИЧЕСКОЕ РАЗРЕШЕНИЕ ЭГК НА ТВЕРДОМ КСЕНОНЕ

Энергетическое разрешение ЭГК можно определить измеряя флуктуации сигналов ФЭУ при облучении детектора моноэнергичными гамма-квантами. Процесс образования электронов на анодах ФЭУ является многокаскадным. Относительная дисперсия случайной величины  $N$  в каскадном процессе

$$\begin{aligned}
 [17] \\
 \delta^2(N) = \delta^2(K_1) + \frac{1}{\bar{K}_1} \delta^2(K_2) + \frac{1}{\bar{K}_1 \bar{K}_2} \delta^2(K_3) + \dots + \\
 + \frac{1}{\bar{K}_1 \bar{K}_2 \dots \bar{K}_{n-1}} \delta^2(K_n),
 \end{aligned}
 \tag{8}$$

где  $\bar{K}_1$  - среднее число объектов в первом каскаде,  $\bar{K}_2$  - среднее число объектов во втором каскаде, создаваемое одним первичным объектом,  $\bar{K}_n$  - среднее число объектов в  $n$ -ном каскаде, создаваемое одним  $(n - 1)$ -м объектом.

В ЭГК можно выделить следующие четыре процесса, которые делают вклад в дисперсию сигналов ФЭУ: образование ионизирующей частицей свободных электронов в твердом ксеноне (число электронов  $N_e = E_\gamma / W$ ), возникновение  $K$  фотонов электролюминесценции при дрейфе каждого электрона в межэлектродном промежутке камеры, производство фотоэлектронов на фотокатод ФЭУ (каждый фотон создает  $\rho$  фотоэлектронов, где  $\rho = f \cdot \beta \cdot \ell \cdot \epsilon_{ph} \cdot \gamma_1$ ), умножение электронов на динодах ФЭУ (как показано в [17] относительная дисперсия, вносимая системой умножения равна  $\frac{1}{m-1}$ ).

Пользуясь формулой (1), запишем относительную дисперсию сигналов ФЭУ в ЭГК:

$$\delta^2(V) = \delta^2(N_3) + \frac{1}{N_3} \delta^2(K) + \frac{1}{N_3 \cdot K} \delta^2(\rho) + \frac{1}{N_3 \cdot K \cdot \rho} \cdot \frac{1}{m-1} \quad (9)$$

Учитывая, что флуктуации числа свободных электронов и фотонов электролюминесценции носят пуассоновский характер,

а также, что для  $\rho < 1$   $\delta^2(\rho) = \frac{\rho(1-\rho)}{\rho^2} = \frac{1-\rho}{\rho}$ ,

перепишем формулу (2) в виде

$$\delta^2(V) = \frac{F \cdot W}{E_\gamma} + \frac{W}{E_\gamma} \cdot \frac{1}{K} + \frac{W(1-\rho)}{E_\gamma \cdot K \cdot \rho} + \frac{W}{E_\gamma \cdot K \cdot \rho} \cdot \frac{1}{m-1} \quad (10)$$

После простых преобразований получим формулу для предельного энергетического разрешения ЭГК:

$$\varrho = 2,36 \sqrt{\delta^2(V)} = 2,36 \sqrt{\frac{F \cdot W}{E_\gamma} + \frac{W}{E_\gamma \cdot K \cdot \rho} \cdot \frac{m}{m-1}} \quad (11)$$

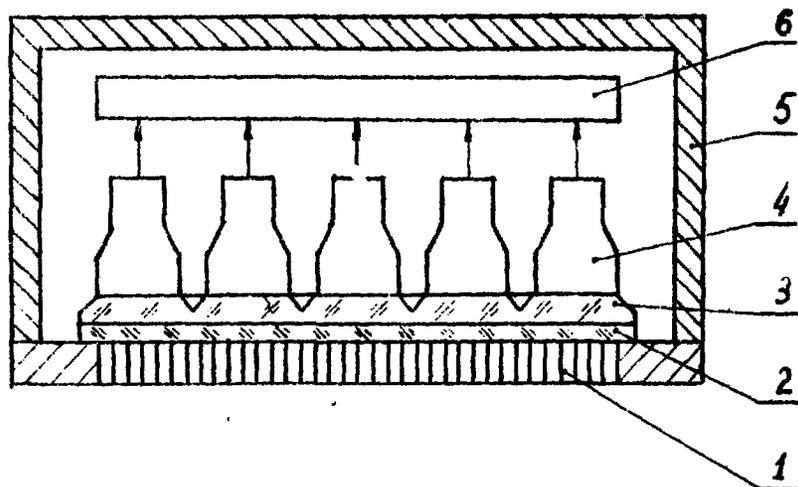


Рис.1. Сцинтилляционный блок гамма-камеры типа Анжера: 1 - коллиматор; 2 - сцинтиллятор; 3 - световод; 4 - ФЭУ; 5 - свинцовая защита; 6 - электронное устройство.

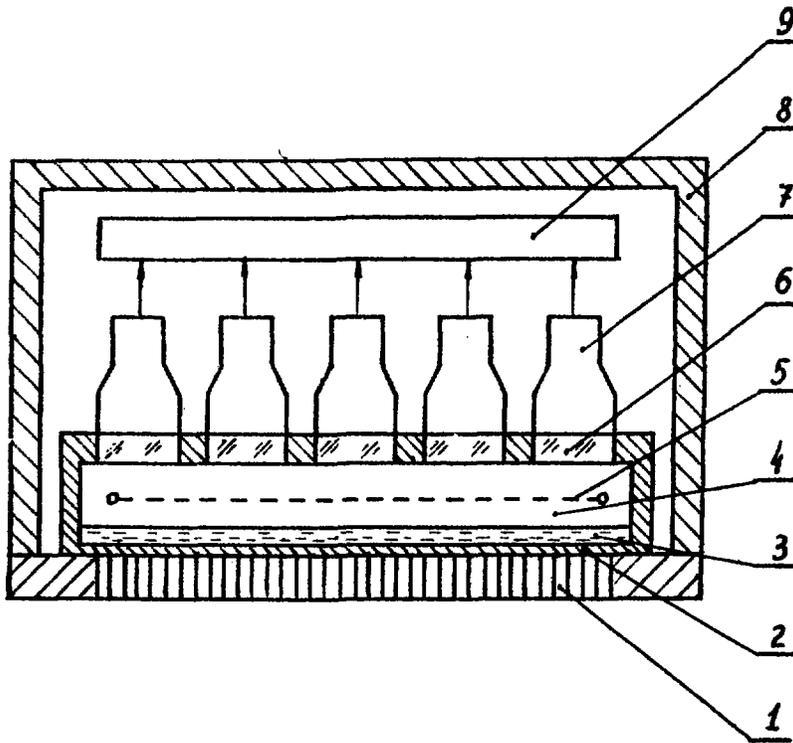


Рис.2. Схема эмиссионной электролюминесцентной гамма-камеры: 1 - коллиматор; 2 - дно камеры; 3 - конденсированная среда; 4 - газовая фаза; 5 - сетчатый электрод; 6 - световод; 7 - ФЭУ; 8 - свинцовая защита; 9 - электронное устройство.

## Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Zimmerman R.E. Advances in nuclear medicine imaging instrumentation. In: "Medical Radionuclide Imaging" (Proc.Symp.Los Angeles,1976),v.I,Vienna,IAEA,1977,p.121
2. Driard B.,Verat M.,Rotieres G. A large field image-intensifier tube for scintillation cameras,"IEEE Trans. Nuci.Sci.",1976,v.23,No.1,p.502.
3. Ewins I.H. e.a. A clinical high-purity Germanium gamma-camera. In: "Medical Radionuclide Imaging"(Proc.Symp.Los Angeles,1976),v.I,Vienna,IAEA,1977,p.149.
4. Chu D. e.a. High efficiency gamma converters and their application in an MWPC positron camera,ibid.,p.140.
5. Mallard I.R. e.a. Visualisation in scanning. In: "Medical Radioisotope Scintigraphy"(Proc.Symp.Salzburg,1968) v.I,Vienna,IAEA,1969,p.23.
6. Keller E.L. Optimum dimensions for gamma-ray cameras. "J.Nuci.Medicine",1968,v.9,No.6,p.233.
7. Strauss M.G.,Sherman I.S. Imaging efficiency of Ge and NaJ(Tl) gamma-ray detectors."IEEE Trans.Nucl.Sci.", 1975,v.22,p.331.
8. Barret H.H.,De Meester G.D.,Wilson D.T. Recent advances in Fresnel zone-plate imaging. In: "Medical Radioisotope Scint."(Proc.Symp.Monte-Carlo,1972),v.I,Vienna,1973,269
9. Anger H.O.,Davis D.H.Gamma-ray detection efficiency and image resolution in Sodium Jodide."Rev.Sci.Instr.", 1964,v.35,No.6,p.693.

10. Калашников С.Д. Пространственное разрешение гамма-камеры типа Энгера. В сб.: "Новости медицинской техники", вып. I., М., ВНИИМ, 1978, с.24.

11. Калашников С.Д., Варин А.Н. Расчет и оптимизация детектора гамма-камеры, там же, с.33.

12. Калашников С.Д. Пространственное разрешение "гибридной" гамма-камеры с усилителем изображения, там же, с. 28.

13. Долгошеин Б.А. и др. Электронный метод регистрации частиц в двухфазных системах жидкость-газ. В сб.: "Физика элементарных частиц и атомного ядра", т.4, вып. I, Дубна, ОИЯИ, 1973, с.167.

14. Родионов Б.У. Кандидатская диссертация, М, МИФИ, 1969.

15. Болоздыня А.И., Мирошниченко В.П., Родионов Б.У. Электростатическая эмиссия свободных электронов из жидкого и твердого аргона. "Письма в ЖТФ", 1977, т.3, вып.2, с.64.

16. Бутиков Ю.А. и др. Электролюминесценция благородных газов. "ЖТФ", 1969, т. 57, вып. I (7), с. 42.

17. Калашникова В.И., Козодаев М.С. "Детекторы элементарных частиц. М., "Наука", 1972 .

18. Родионов Б.У. "О проекте эмиссионной камеры. "Экспериментальные методы ядерной физики", 1975, вып. I. "Атомиздат", с. 36.

19. Абрамов А.И. и др. Основы экспериментальных методов ядерной физики. М, "Наука", 1977 .



11 коп.

ИНДЕКС 3624