# ՀԱՅԿԱԿԱՆ ՍՍՀ ԳԻՏՈՒԹՅՈՒՆՆԵՐԻ ԱԿԱԴԵՄԻԱՅԻ ՏԵՂԵԿԱԳԻՐ

ИЗВЕСТИЯ АКАДЕМИИ НАУК АРМЯНСКОЙ ССР

Տեխնիկական դիտութ, սեշիա

XIX, Nº 6, 1966

Серия технических паук

ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ ТЕХНИКА

## И. С. ОСИПОВ, А. М. ОВЧИННИКОВ, Л. М. ЩЕРБАКОВ

# СЦИНТИЛЛЯЦИОННАЯ ГАММА-КАМЕРА С ИЗОБРАЖАЮЩИМ КРИСТАЛЛОМ *GJ* (*Rb*)

Сцинтилляционные камеры являются перспективным инструментом исследования и уже входят за рубежом в медицинскую практику. С их помощью разрешаются многие вопросы, связанные с изучением динамических процессов распределения меченых соединений в оргаинаме человека и их визувлизацией.

В Центральном научно-исследовательском рентгено-радиологическом институте МЗ СССР конструируется сцинтилляционная гаммакамера для топографических и функциональных исследований некоторых органов человека. Блок-схема камеры, представленияя на рис. 1



Рис. 1. Блок-схема сцинтиляционной гамма-камеры.

состоит из следующих основных узлов: датчика, трех усилителей, лифференциального дискриминатора, схемы формирования и задержки импульсов, низкочастотного осциллоскопа и блока питания.

Основным элементом сцинтилляционной камеры является фотоалектронный преобразователь, состоящий из монокристалла GJ (Rb), светопровода и семи фотоумножитслей. Днаметр кристалла—155 мм, толщина—14 мм. Кристалл упакован в специальный контейнер из дуралюминия. Светопровод изготовлен из оргстекла и имеет форму цилиндра днаметром 165 мм. высотой 90 мм. Назначение светопроводя состоит в распределении энергии сцингилляций между фотоумножителями в соответствии с их удаленностью от места всимшки. Семь фотоумножителей типа ФЭУ--14Б расположены на основании свето-



провода так, что образуют пранильный шестнугольник с заполненным центром (рис. 2). Фотоумножители подключены к схеме формирования координатиых сигналов. На выхоле этой схемы возникают сигналы, пропорциональные коорлинатам сцинтиляций. Отдельно формируются импульсы по амилитуде, пропорциональные положительным и отрицательным значениям координат х и у. Формулы сбора импульсов следующие:

Рис. 2. Схема расположения фотоум- ВУЛЬСОВ следующие: пожителей.

$$+ x = \frac{1}{5}P_{1} + \frac{2}{5}P_{2} + \frac{2}{5}P_{4} + \frac{3}{5}P_{7} + \frac{4}{5}P_{3} + \frac{4}{5}P_{5} + P_{4};$$

$$- x - \frac{1}{5}P_{4} + \frac{2}{5}P_{3} + \frac{2}{5}P_{5} + \frac{3}{5}P_{5} + \frac{4}{5}P_{2} + \frac{4}{5}P_{6} + P_{1};$$

$$+ y = P_{2} + P_{3} + \frac{1}{2}P_{1} + \frac{1}{2}P_{7} + \frac{1}{2}P_{4};$$

$$- y - P_{4} + P_{5} + \frac{1}{2}P_{1} + \frac{1}{2}P_{7} + \frac{1}{2}P_{4},$$

$$(1)$$

где Р. и Р. амплитуды импульсов на выходе соответствующих фотоумножителей.

При таком распределения сигнала все фотоумножители имеют одинаковую нагрузку и при этом обеспечивается линейная зависимость между величиной координатных сигналов и координатами сциптилляций.

Фотоэлектронный преобразователь и схема формирования координатных сигналов конструктивно объединены в один блок, помещенный в свинцовый экран. Этот экран имеет яченстый коллиматор со 124 коническими отверстиями и боконую защиту толщиной 50 мм. В целом этот блок носит название датчика сцинтилляционной камеры. Схема датчика представлена на рис. 3. Сформированные координатные сигналы усиливаются и подаются на отклоияющие пластины электронно-лучевой трубки. Суммарный импульс, предварительно прошедний амплитудный анализатор, поступает на модулятор. Этот суммарный импульс пропорционален энергии гамма-кванта и используется для отпиртия луча осциглоскова при сцинтиляциях, соответствующих фотопоглощению гамма-квантов. Усилители координатных сигналов, амилитудный анализатор и осциялоскоп являются нормализованными узлами электронно-физической аппаратуры, выпускаемой радиотехнической промышленностью.

Значительные затруднения при конструпровании сцинтилляцион-

ной камеры были связаны с выбором и изготовлением изображающего кристалла. Нанлучшим материалом для этих целей несомненно является моноконсталл Nal (Tl). Однако технология изготовления больших кристаллов йодистого натрия еще не осносна отечественной промышленностью, а имеющиеся опытные образцы стоят чрезвычайно дорого. Наиболее доступным материалом оказался йодистый цезий. Было провелено исследование сцинтилляционных свойств 10 кристаллов йодистого цезия с добавками различных активаторов (Cd. Cu. Br. Ba. Rb и T!). Эти сциятияляторы были изготовлены по нашей вросьбе Лабораторией кристаллов Ленииградского объединения оптико-механических предприятий (ЛООМГІ). Для



Рис. З, Схема датчика.

сравнения синитилляционных свойств кристаллов йодистого цезия с каждого из них сияты сцектры гамма-излучения йода—131. Полученные результаты сравнивались с гамма-спектром йода—131. сиятым с помощью кристалла Na1 (Tl). Измерения проводились на одноканальном гамма-спектрометре при ширине канала 0,5 и 1 вольт. Оценка сцинтилляционных качести кристаллов производилась по следующим параметрам в спектрах гамма-излучения: по амплитуде импульсов в фотопике U, по ширине фотопика на полувысоте W и по отношению K скоростей счета в фотопике  $N_n$  и во внадине перед фотопиком  $N_n$ . Принималось, что чем больше величины U,  $N_n$  и K и чем меньше величина W, тем лучше по своим сцинтилляционным снойствам исследуемый кристалл. В качестве окончательного критерия для отбора вристаллов было взято выражение

$$B = \frac{UN_sK}{W},$$
 (2)

В результате проведенных исследований установлено, что наилучшими сцинтилляционными свойствами после кристалла Na1 (T1) обладают кристаллы (.1 (Br) и G1 (Rb).

В таблице приведены значения фактора *В* для этих кристаллов, а на рис. 4—участки гамма-сисктров йода—131, полученных с помощью кристаллов *Nal* (*Tl*) — *N*<sub>2</sub> 1, *Gl* (*Br*) — *N*<sub>2</sub> 2 и *GJ* (*Rb*) — *N*<sub>2</sub> 5. Кристалл *Gl* (*Br*), показавший наилучшие свойства из всех испытанных образцов йодистого цезия, ввиду технологических трудностей не мог быть изготовлен в нужных для нас размерах. Поэтому пришлось остановиться на *GI* (*Rb*) с добавкой 1%, рубидия. Монокристалл диаметром 155 мм и толщиной 14 мм из этого материала был изготовлен Лабораторией кристаллов ЛООМП.



Выбор диаметра и толщины изображающего кристалла произвелен, исходя из следующих соображений. Многоканальный коллиматор с нараллельными отверстиями проецирует на кристалл изображение объекта, равное по величине размерам самого объекта. Так как в качестве нервых объектов исследования намечены щитовидная железа, почки и костные метастазы, имеющие в диаметре 80—120 мм. казалось бы можно было ограничиться кристаллом такого же диаметра. Однако влияние краевых эффектов уменьшает полезную площаль изображающего кристалла приблизительно на 30% [1]. В связи с этим диаметр кристалла выбран нами норядка 150 мм.

При определении необходимой толщины кристалла принимались во внимание два условия. С одной стороны, для і повышения эффективности кристалла и упрощения технологии его обработки было желательно иметь кристалл толщиной 30—40 мм. С другой стороны, увеличение разрешающей способности датчика требовало уменьшить толщину кристалла по крайней мере до средней длины пробега вторичного гамма-кванта при комптон-эффекте. Для йода—131 средняя длина пробега составляет 6,3 мм [1]. Трудность изготовления большого кристалла такой толшины заставила принять компромиссное решение: мы остановились на толщине 12—14 мм. По-видимому, этя толщана является оптимальной, тах как сконструпрованные и уже работающие за рубежом сцинтилляционные камеры имеют изобряжаюине кристаллы толщиной 0,5 дюйма, т. е. около 12 мм [2, 3].

Основными характеристиками камеры, влияющими на качество получаемого изображения, являются чувствительность, эффективность счета и разрешающая способность. Чувствительность любого измерительного прибора оценивается отношением выходного сигнала к сигявлу на входе. В сцинтилляционной камере входным сигналом является гамма-кваит определенной энергии, а в качестве выходного сигнала имеет смысл принять амилитулу импульса на выходе суммирующей схемы при возникновении сцинтилляции в центре кристалла.

Для сцинтилляционных датчиков величина чувствительности определяется общензвестным выражением

$$\frac{V}{E} = \frac{qx^{r}}{C_{\pm}} \left(\frac{b}{M_{ss}}\right), \tag{3}$$

где V — амплитуда импульса на выходе (в вольтах), E — энергия гамма-кванта (в  $M_{ab}$ ), q — заряд электрона, x — коэффициент вторичной зинссии динодов, e — количество динодов, C — выходная емкость, z — средняя энергия кванта, затрачиваемая на один электрон, вырываемый из фотокатода.

Величния характеризующая свойства кристалла и светопровола, зависит от расположения фотоумножителей относительно места сцинтилляции. При сцинтилляции, возникшей в центре кристалла, она может быть экспериментально определена для каждого положения ФЭУ с помощью фотоумножителя с точно установленным параметром л. Имея в виду, что половину энергии импульса необходимо использовать на формирование координатного сигнала, искомая чувствительвость прибора определится как

$$\frac{V}{E} = \frac{qx^{e}}{2C} \cdot \sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{\varepsilon^{n}} \cdot$$
(4)

Формула (4) может быть использована для оценки чувствительности сцинтилляционной кямеры.

Эффективность счета определяется, как отношение

$$S = \frac{N}{N_0},$$
 (5)

где N — число гамма-квантов, участвующих в формировании изображения,  $N_0$  — общее число квантов, изотропно испускаемых объектом.

Для рлиномерно распределенной активности без учета поглощеиия [4]

$$N = 3,7 \cdot 10^{1} A_{1} r_{i} p n, \tag{6}$$

где  $A_1$  — активность в поле зрения одного отверстия коллиматора (в иккюри),  $\gamma$  — геометрический фактор,  $\gamma$  — эффективность поглощения, p — доля фотопоглощений, понадающих в окно амплитудного анализатора, n — число отверстий коллиматора в пределах проекции активной зоны

$$N_a = 3,7 \cdot 10^4 A,\tag{7}$$

гле А — активность исследуемого объекта.

Для тонких слоев активности A<sub>1</sub> и A относятся как площади отверстия коллиматора и активной зоны. В этом случае

$$S = 0.785 n_0 d^2 \gamma p_1$$

где no - плотность отверстий.

В случае, когда  $H \gg h$ , t мало, а  $d \ll H$  (рис. 5)

$$\gamma = \frac{d^2}{16H^2} \tag{9}$$

(8)

и следовательно

$$S \ll 0.06 \ \frac{d^4}{P_1^{**}} \ n_0 \tau_i p.$$
 (10)

С помощью формулы (10), учитывая глубниу залегания исследуемого объекта и поглощение излучения в окружающих тканях, можно вычислить те количества активности, которые необходимы для



Рис. 5. К выподу формулы (10).

получения удовлетворительного изображения объекта на экранс осциллоскопа.

Общая разрешающая способность складывается из разрешающих способностей коллиматора  $W_{\rm кол}$ , кристалля  $W_{\rm m}$  и электронных устройств  $W_{\rm sy}$ , т. с.

$$\mathcal{V} = f\left(W_{\text{koas}}, W_{\text{kps}}, W_{\text{sy}}\right), \quad (11)$$

 $W_{\rm кол}$  зависит от параметров отверстия коллиматора и от его материала. Она может быть оценена, как ширина кривой скорости счета от точечного источника на половине высоты этой кривой.  $W_{\rm ир}$  связана со средним отклонением места возникновения сцинтилляции от точки входа гямма-кванта в кристалл.

Разрешающая способность электронных устройств *W* определяется, как произведение ширины окна дискриминации на чувствительность системы отклонения луча осциллоскова. Таким образом, любой точечный источник на экране электронно-лучевой трубки будет изображаться светящимся пятном с определенным законом распределения яркости. Очевидно, что расстояние между соседними отверстиями коллиматора *b* должно быть таким, чтобы выполнялось условие его численного равенства разрешающей способности *W*.

Практический выбор параметров коллимационной решетки можст быть сделан по характеристике пятна, полученного от равномерно распределенной активности вод единичным отверстнем коллиматора-В этом случае b = 2r, где r — радиус окружности, на которой яркость I подчиняется требованию

$$2I = I_{m}, \tag{12}$$

где Im — максимальная яркость пятиа (в центре).

Соблюдение данного условия обеспечивает наилучшую равномерность свечения экрана от распределенного на поверхности источника активности. При этом выполняется равенство b = W. ШНИРРИ

Поступило 22.VII.1966.

Ի, Ս. ՕՍԻՊՈՎ, Ա. Մ. ՕՎՉԻՆՆԻԿՈՎ, Լ. Մ. ՇՉԵՐՔԱԿՈՎ

#### ՍՑԻՆՏԻԼՅԱՑԻՈՆ ԴԱՄՄԱ-ԿԱՄԵՐԱ CI (Rb) ՊԱՏԿԵՐՈՂ ՔՅՈՒՐԵՂՈՎ

### Ամփոփում

նկարագրված է CI (Rb) պատկերող բյուրհղով օցինտիլյացիոն դամմակամերայի բլոկ-սխեման, որը նախատետված է կենդանի օրգանիդմների վրա սադիտակտիվ իղոտոպների միջոցով ֆունկցիոնալ և տեղադրական հետաղոտունյուներ կատարելու Համար։ Կամերայի Տիմնական բաղկացուցիչ Հանղույցներն են՝ ավիչը, ուժեղարարները, ղիֆերննցիալ դիսկրիմինատորը, իմպուլսների ձևավորման և կասեցման սխեման, ցածրահաճախային օսցիլոսկոպը և սնման բյոկը։ Շարագրված են օցինաիլլացիոն ժիաթյուրեցին ներկայացվող պահանջննրը։ Բնրված են սցինտիլյացիոն կամնրայի զդայու ծակության, էֆնկաիվության և լուծիչ ընդունակության առնուսկան հիմնավոբումները։ Արտածված են բանաձևեր կամերայի նշված պաթամետրեր։ էրապերիվենտայ որոշման համար։

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Anger H. O. Rev. Sci, Instr. 29, 27, 1958.

<sup>⊥</sup> Anger H. O. Nucleinics, vol. 21, № 10, 56-59, 1963.

3 Каталог фирмы Nuclear Enterprises (G. B.) 85--86, Sept. 1965.

4. Mallard J. R., Myers M. J. Phys. Med. Biol., 8, n 2, 165-182, 1963.