

Использование сцинтилляционного спектрометра-дозиметра для раздельного определения доз в условиях смешанного бета-гамма-излучения

И. О. ВАСИЛЬЕВ, А. В. ВОЛОДИН

Рассмотрено раздельное определение доз облучения в полях смешанного бета-гамма-излучения. Данная измерительная задача возникает при оценке степени тяжести лучевого поражения людей, подвергшихся облучению ионизирующим излучением в результате ядерной аварии (взрыва). Показана принципиальная возможность использования для этих целей спектрометра-дозиметра со сцинтиллятором-фосwichем.

The article is devoted to the issue of the separate determination of irradiation doses in mixed beta and gamma radiation fields. The above-mentioned measuring problem arises while estimating the level of people radiation affection (sickness), during the nuclear catastrophe (explosion). The principal possibility of using spectrometer-dosimeter with scintillation detectors for these purposes is described below.

В настоящее время как в нашей стране, так и за рубежом активно проводятся исследования по созданию технического средства, позволяющего надежно разделять составляющие смешанного поля бета-гамма-излучения на радиоактивно зараженной местности. В первую очередь это объясняется необходимостью раздельного определения доз бета- и гамма-излучения при возникновении у пострадавших в результате ядерной аварии различных форм острой лучевой болезни (вследствие неравномерного облучения, сочетающего общее относительно равномерное гамма-облучение всего тела с бета-облучением обширных участков кожного покрова) [1].

Наиболее простым методом в данном случае является использование любого гамма-дозиметра с известной эквивалентной радиационной толщиной блока детектирования. Доза, обусловленная бета-излучением, будет определяться выражением

$$D_{\beta} = \frac{D_{(\gamma+\beta)} - D_{\gamma}}{\exp(-\mu d)},$$

где $D_{\gamma+\beta}$ — доза смешанного излучения; D_{γ} — доза гамма-излучения; $\exp(-\mu d)$ — коэффициент ослабления бета-излучения стенкой блока детектирования.

Этот метод может применяться только в известных спектрах излучения и при известном соотношении доз бета- и гамма-излучения (или о них должны быть сделаны априорные предположения).

Возможно использование также метода, заключающегося в применении двух дозиметров, один из которых предназначен для измерения доз бета-, а второй — гамма-излучения. Однако до сих пор практически не существует дозиметров, обладающих избирательной чувствительностью к какому-либо одному виду излучения. Поэтому интерпретация показаний таких дозиметров в смешанных полях излучения с неизвестными характеристиками представляет собой практически неразрешимую задачу. Дозы бета- и гам-

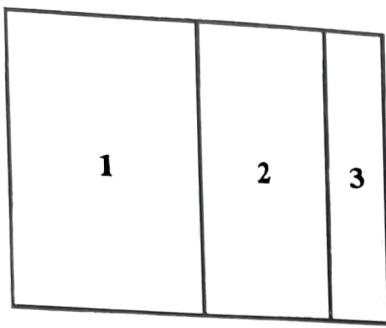


Рис. 1. Схема сцинтиляционного детектора:

1 — ФЭУ; 2 — объемный сцинтиллятор; 3 — тонкослойный сцинтиллятор

ма-излучения при этом можно определить только решив систему уравнений:

$$\begin{cases} D_\beta = A_1(1 - \eta_2); \\ D_\gamma = A_2(1 - \eta_1), \end{cases}$$

где A_1, A_2 — показания бета- и гамма-дозиметра, соответственно; η_2 — чувствительность бета-дозиметра к гамма-излучению; η_1 — чувствительность гамма-дозиметра к бета-излучению.

Поскольку величины η_1 и η_2 не являются постоянными, а зависят от значения энергии воздействующего излучения, то в неизвестном спектре смешанного излучения имеем систему уравнений с четырьмя неизвестными, которая в принципе не решается.

Наиболее перспективным методом разделения кожной и глубинной доз в полях смешанного бета-, гамма-излучения считается спектрометрический, основанный на применении слоистых сцинтилляторов-фосwichей [2, 3]. Исследования в этой области как у нас в стране, так и за рубежом находятся на стадии лабораторных проработок, серийных образцов не существует.

В 1991 г. в НИЦ «СНИИП» при непосредственном участии авторов был создан рабочий макет сцинтиляционного спектрометра-дозиметра, позволяющего разделять кожную и глубинную дозы при облучении смешанным бета-, гамма-излучением, а также получить дозовые распределения бета-излучения по глубине ткани. Конструктивно макет спектрометрического бета-дозиметра состоит из блока детектирования, анализатора импульсов, высоковольтных и низковольтных блоков питания. Схема блока детектирования содержит фотоумножитель с фосвичем и два основных узла: усилитель линейного выхода и дискриминатор формы.

Для обеспечения функциональных возможностей прибора потребовалось разработать комбинированный сцинтиляционный детектор типа «фосвич», включающий тонкослойный и объемный сцинтилляторы с различными временами высвечивания, находящиеся в оптическом контакте (рис. 1).

Основными требованиями к тонкослойному сцинтиллятору, позволяющему проводить разделение вклада бета- и гамма-излучения при работе в смешанных полях ионизирующих излучений были: высокий световой выход, малое значение эффективного атомного номера $Z_{эфф}$, существенное отличие времени высвечивания от времени высвечивания объемного сцинтиллятора и тканеэквивалентность. К объемному сцинтиллятору, с помощью которого измеряют мощность эквивалентной дозы смешанного бета-, гамма-излучения, предъявлялись аналогичные тре-

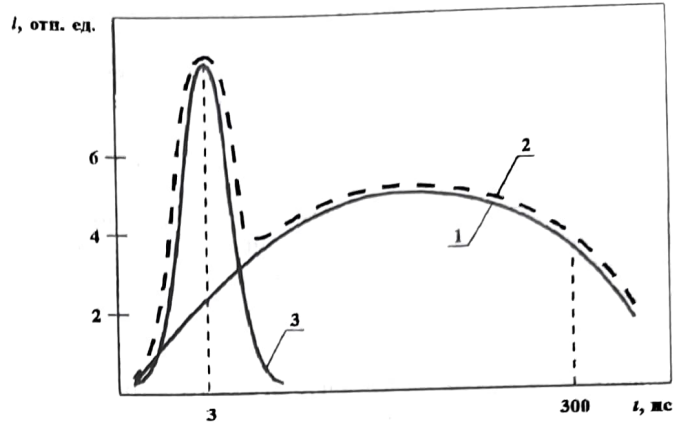


Рис. 2. Осциллограммы импульсов детектора-фосвича

бования (с условием близости значения светового выхода к аналогичному параметру тонкослойного сцинтиллятора).

Для создаваемого дозиметра был разработан детектор-фосвич. Его состав: тонкослойный детектор на основе хлорбората кальция, активированного европием, и поликарбоната толщиной 7 мг/см^2 , а также объемный сцинтиллятор — органический монокристалл стильбена толщиной 1 г/см^2 . Время высвечивания тонкого, фронтального сцинтиллятора составляет $0,2-0,3 \text{ мкс}$, объемного — $2-3 \text{ нс}$. Разница времен высвечивания позволяет выделить следующие события:

- бета-частица полностью поглотилась в тонком сцинтилляторе (1);
- бета-частица оставила часть энергии в тонком и поглотилась в объемном сцинтилляторе (2);
- гамма-квант поглотился или оставил часть энергии в объемном сцинтилляторе (3).

Осциллограммы импульсов на входе схемы разделения при облучении блока детектирования смешанным бета-гамма-излучением представлены на рис. 2. Как видно из рис. 2, различие компонент спектра импульсов довольно значительное и позволяет разделить их по форме.

Для определения величины поглощенной дозы в коже по измеренному энергетическому распределению необходимо получение функции распределения поглощенной дозы по глубине кожи. При выборе исходных данных руководствовались необходимостью получения результатов измерений по возможности наиболее близкими к показаниям экстраполяционной камеры. Поэтому в качестве исходных данных была выбрана величина мертвого слоя 7 мг/см^2 , толщина радиочувствительного слоя 1 мг/см^2 . Такая функция была получена впервые Прево [4]. Математический алгоритм расчета поглощенной дозы имеет следующий вид:

$$H_{(0,07)} = K_1 / T \Sigma(N_i f(E_i)),$$

$$\text{где } K_1 = \frac{1,6 \cdot 10^{-16} \text{ Кл} \cdot \text{кэВ} \cdot 10^{-3} \text{ г/кг}}{4,91 \text{ см}^2 \cdot 0,001 \text{ г/см} \cdot 1 \text{ Кл}^{-1}};$$

T — время измерения, с;

N_i — отсчет в i -м канале после разделения бета- и гамма-составляющих; $f(E_i)$ — энергия, выделяемая в слое 1 мг/см^2 за глубиной 7 мг/см^2 , кэВ.

Функция $f(E_i)$ получена расчетным путем с помощью метода Монте-Карло при рассмотрении истории электрона, проходящего через поглотитель из тканеэквивалентного

вещества. В [4] не приводится ни программа расчета, ни ее алгоритм. Поэтому, чтобы проверить данную функцию и получить подобную для любой толщины поглотителя была предпринята попытка получения значения энерговыделения в 1 мГ/см^2 на различной глубине (исходя из макроскопических характеристик взаимодействия электронов с веществом).

Алгоритм расчета заключается в следующем. Поглотитель разбивается на ряд слоев толщиной 1 мГ/см^2 . Такая толщина выбирается исходя из условия получения минимальной погрешности, возникающей из-за усреднения величины тормозной способности по толщине, и численно потери энергии принимались равными величине dE/dx . При попадании электрона в следующий слой его энергия принималась равной величине $E_1 = E_0 - dE/dx$. Для этой энергии методом интерполирования по величине тормозной способности в диапазоне $0,01 \dots 2,0 \text{ МэВ}$, введенной в программу, определялась величина $d(E_0 - dE_0/dx)/dx$ и т. д. Величина поглощенной энергии для слоя 1 мГ/см^2 определялась по приведенному в статье алгоритму с разбиванием на слои толщиной $0,1 \text{ мГ/см}^2$. С учетом того, что поле большинства источников бета-излучения, особенно на значительных расстояниях (20 см и более), является диффузионным, была сделана поправка на увеличение длины пробега в элементарном слое в $1,41$, что соответствует среднему углу попадания электрона в поглотитель 45° [5]. Для учета влияния обратного рассеяния электронов из низлежащих слоев поглотителя величины тормозной способности для каждой энергии были увеличены в соответствии с данными, приведенными в [6].

Исследования разработанного спектрометра-дозиметра в полях бета-излучения источников на основе радионуклидов стронция-90 + иттрия-90, таллия-204 и прометия-147 показали, что диапазон измерений мощности дозы лежит в пределах $10^{-9} \dots 3 \cdot 10^{-7} \text{ Гр/с}$. При этом погрешность измерений не превышает 15% при времени измерения 50 с и 5% при времени измерения 400 с . Увеличить верхний предел диапазона измерений до $3 \cdot 10^{-5} \text{ Гр/с}$ представляется возможным за счет снижения мертвого времени анализатора импульсов с 25 до $1,5\text{--}2 \text{ мкс}$ и применения компенсации нелинейности. Таким анализатором может служить малокабельный ($6\text{--}16$ каналов) анализатор с аналоговым отбором амплитуд. Диапазон измерений дозы бета-излучения лежит в пределах $10^{-7} \dots 1 \text{ Гр}$.

Измерения в смешанных полях бета, гамма-излучения при создании гамма-фона с помощью источника на основе радионуклида кобальт-60 показали возможность разделения доз бета- и гамма-излучения при их соотношении $2:1$ и более. Однако дополнительная погрешность,

возникающая за счет влияния гамма-фона, достигает при этом 20% . Это объясняется вкладом в дозу, интерпретируемую как доза бета-излучения, комптоновских электронов, генерированных гамма-квантами во фронтальном сцинтилляторе, а также в объемном и достигшими фронтального.

Разделение вкладов от бета- и гамма-излучения с дальнейшим приближением к полному возможно, если одновременно со спектром совпадений регистрировать спектр антисовпадений, т. е. аппаратный спектр гамма-излучения. Эти данные позволяют вычислить: спектр гамма-излучения методом поканального последовательного вычитания функций распределения по отсчетам в старших каналах спектрометра; дозу на заданной глубине, обусловленную гамма-излучением; поправку к измеренной дозе из-за помехи от гамма-излучения.

Примерный порядок вычисления в этом случае следующий. По содержанию (счету) в интервале наибольших энергий гамма-спектра определяют поправку и вычитают ее из счета в интервалах измеренного бета-спектра. Такую же операцию осуществляют со счетом в интервалах гамма-спектра. Повторяют обе операции для интервала наибольших энергий, оставшегося после вычитания гамма-спектра до полного «обнуления» содержания (счета) энергетических интервалов. Значения поправок определяют из калибровочных экспериментов.

Предлагаемая обработка спектров усложняет аппаратуру за счет удвоения объема памяти, усложняет программное обеспечение, но позволяет вычислить составляющие дозы отдельно от бета- и гамма-излучения, а также увеличить помехоустойчивость бета-измерений. При этом дополнительная погрешность от гамма-фона должна снизиться как минимум в $5\text{--}10$ раз.

ЛИТЕРАТУРА

1. Ярмоненко С. П. Радиобиология человека и животных. — М.: — Высшая школа, 1988.
2. Eisen Y., e. a. // NIM. — 1985. — A238. — P. 187.
3. Hajnal F. // Rad. Prot. Dosimetry. 1986. — V.14. — № 2. — P. 175.
4. Prevo C. T. // Animal Technology Review. Lowrens Livermore Nat. Lab. — VCRL — 50007—84. — P. 22.
5. Баранов В. Ф. Дозиметрия электронного излучения. — М.: Атомиздат, 1974.
6. Turner J. E. e. a. // Health Physics. — 1988. — V. 55. — № 5. — P. 741.