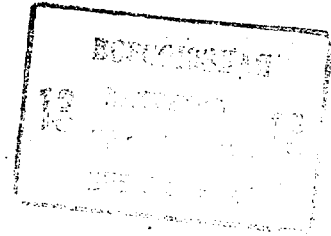




ГОСУДАРСТВЕННЫЙ КОМИТЕТ СССР  
ПО ДЕЛАМ ИЗОБРЕТЕНИЙ И ОТКРЫТИЙ

# ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К АВТОРСКОМУ СВИДЕТЕЛЬСТВУ



- (21) 3538380/18-25
- (22) 14.01.83
- (46) 23.08.84. Бюл. №31
- (72) Л.З.Калмыков и Т.Г.Кандель
- (71) Харьковский научно-исследовательский институт медицинской радиологии
- (53) 621.387.464 (088.8)
- (56) 1. Франк М. и др. Твердотельная дозиметрия ионизирующего излучения. М., Атомиздат, 1973, с. 12-72.
- 2. Christenres P. The properties of  $Li_2B_4O_7(Mn)$ . In "Intercomparison Procedures in the Dosimetry of Photon Radiation". Technical Reports Series, No 182. IAEA, Vienna. 1978, p.109 (прототип).
- (54)(57) ВЕЩЕСТВО ДЛЯ ТЕРМОЛЮМИНЕС-

ЦЕНТНОЙ ДОЗИМЕТРИИ ФОТОННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ В ЖИРОВОЙ ТКАНИ, содержащее порошкообразный термоллюминофор борат лития, активированный марганцем,  $Li_2B_4O_7(0,03\% Mn)$ , отличающееся тем, что, с целью упрощения дозиметрических измерений и увеличения их точности, оно дополнительно содержит порошкообразный бистриэтиламмоний додекагидрододекаборан  $[NH(C_2H_5)_3]_2H_{12}B_{12}$  при следующих соотношениях компонентов, мас. %:

Порошкообразный термоллюминофор $Li_2B_4O_7(0,03 Mn)$	48-52
Порошкообразный $[NH(C_2H_5)_3]_2H_{12}B_{12}$	48-52

Изобретение относится к измерению ионизирующих излучений, точнее к веществам, используемым в качестве детекторов для измерения поглощенных доз.

Широко используются различные вещества для термолюминесцентных детекторов, используемые для измерения поглощенных доз, в том числе в лучевой терапии [1].

Вещество, дозиметрически эквивалентное жировой ткани, необходимо для непосредственного измерения доз, поглощенных в этом виде тканями организма, при лучевой терапии и диагностике больных, в радиационной гигиене, при экспериментальном облучении животных и др.

В настоящее время неизвестно вещество для непосредственных измерений поглощенных в жировой ткани доз ионизирующих излучений, которое обладает дозиметрической эквивалентностью жировой ткани. Поэтому невозможны непосредственные, т.е. без дополнительного определения и учета поправок на нетканеэквивалентность детектора, измерения поглощенных доз в жировой ткани.

Наиболее близким по своей технической сущности является вещество для термолюминесцентной дозиметрии фотонного излучения в жировой ткани, содержащее порошкообразный термолюминофор борат лития, активированный марганцем -  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(0,03\% \text{Mn})$ . Это вещество используется для дозиметрии в мягких тканях организма [2].

Детекторами при измерениях доз в мягких тканях являются определенные порции порошка термолюминофора  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(\text{Mn})$ .

Недостатками прототипа являются отсутствие у него дозиметрической эквивалентности жировой ткани и обусловленные этим иные по сравнению с жировой тканью количественные закономерности взаимодействия с фотонным излучением.

Для устранения погрешностей измерения, вызванных указанными недостатками, вводят поправку в значение измеренной термолюминофором  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(\text{Mn})$  дозы. Расчет такой поправки связан с необходимостью экспериментального или расчетного определения энергий излучения в точке измерения дозы. Это значительно усложняет процесс измерения и не позволяет использовать

термолюминофор  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(\text{Mn})$  для непосредственного (без пересчетов) измерения поглощенных жировой тканью доз.

Цель изобретения - упрощение дозиметрических измерений и повышение их точности (это требует создания дозиметрического вещества, эквивалентного жировой ткани).

Поставленная цель достигается тем, что вещество для термолюминесцентной дозиметрии фотонного излучения в жировой ткани, содержащее порошкообразный термолюминофор борат лития, активированный марганцем,  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(0,03\% \text{Mn})$ , дополнительно содержит порошкообразный бистриэтил-аммоний додекагидрододекаборан  $[\text{NH}(\text{C}_2\text{H}_5)_3]_2 \text{H}_{12} \text{B}_{12}$  при следующих соотношениях компонентов, мас. %:

Порошкообразный термолюминофор

$\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(0,03\% \text{Mn})$  48-52

Порошкообразный

$[\text{NH}(\text{C}_2\text{H}_5)_3]_2 \text{H}_{12} \text{B}_{12}$  48-52

Бистриэтил-аммоний додекагидрододекаборан не является термолюминофором, поэтому не дает мешающего сигнала термолюминесценций. Он устойчив при хранении и нагревании, легко измельчается. Для приготовления вещества тщательно смешивают порошки компонентов, причем используют тонкодисперсную (размер частиц компонентов  $< 5$  мкм) смесь.

Массовые коэффициенты поглощения фотонного излучения -  $\mu_{\text{сн}}/\rho$  -, которые определяют дозиметрическую эквивалентность двух сред, у предлагаемого вещества и жировой ткани в диапазоне 10 кэВ- 10 МэВ отличаются не более, чем на 8%. Следовательно, предлагаемое вещество дозиметрически эквивалентно жировой ткани в широком диапазоне энергий, и оно пригодно для непосредственных измерений поглощенных в этой ткани организма доз.

Пример 1. Приведены расчетные данные для определения дозиметрической эквивалентности относительно жировой ткани предлагаемого вещества такого состава, %:

$\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(0,03\% \text{Mn})$	52	(I состав)
$[\text{NH}/\text{C}_2\text{H}_5/3]_2 \text{H}_{12} \text{B}_{12}$	48	

{	$\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(0,03\% \text{ Mn})$	48	(II состав)
	$[\text{NH}/\text{C}_2\text{H}_5/3]_2 \text{H}_{12} \text{B}_{12}$	52	
{	$\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(0,03\% \text{ Mn})$	50	(III состав)
	$[\text{NH}/\text{C}_2\text{H}_5/3]_2 \text{H}_{12} \text{B}_{12}$	50	

В таблице приведены отношения для предлагаемого вещества и вещества-прототипа (сопоставление массовых коэффициентов поглощения энергии предложенным веществом и жировой тканью).

Показателем дозиметрической эквивалентности двух сред является постоянство этого отношения при различных энергиях фотонов и близость его к 1.

Из таблицы следует, что различия значений  $\mu_{\text{сн}}/\rho$  для прототипа и жировой ткани доходят до 50%, в то время как у предлагаемого вещества (составы I-III) эти различия не превышают 8%. Следовательно, предлагаемое вещество дозиметрически эквивалентно жировой ткани в широком диапазоне энергий (10 кэВ-10 МэВ), используемых в радиационной медицине и биологии.

**Пример 2.** Приготовлено предлагаемое вещество с составом III путем смещения в течение 1 ч равных количеств компонентов и растирания полученной смеси в фарфоровой ступке до пудры. Для нахождения зависимости сигнала термолюминесценции от дозы излучения облучали в условиях электронного равновесия порции по 15-40 мг предлагаемого вещества в диапазоне доз 1-10 г. При этом вещество располагали в углублении (d 7 мм, h 2 мм) на поверхности цилиндрической кюветы (d 40 мм, h 13 мм), изготовленной из материала, дозиметрически эквивалентного жировой ткани. Дозу на поверхности кюветы определяли по показаниям ионизационного дозимет-

ра. Для измерения термолюминесценции изготовили образцы по 15 мг облученного порошка, который располагали на подложках (d 9 мм) из алюминиевой фольги. Измерение образцов проводили по поковому методу на установке с подключенным прибором для записи кривых термолюминесценции. На основании полученных экспериментальных данных установлена линейная зависимость между амплитудой дозиметрического пика кривой термолюминесценции ( $A$ , в отн.ед.) и поглощенной дозой в жировой ткани ( $D$ , г). Эта зависимость описывается таким уравнением:  $D = 0,196A + 0,131$ .

Полученное уравнение может быть использовано в качестве калибровочного для непосредственного определения величины  $D$  по показаниям порошкообразных детекторов, облученных в фантоме.

Используемый в СССР и за рубежом для дозиметрии мягких тканей термолюминофор фтористый литий LiF (базовый объект) обладает существенной зависимостью показаний при энергиях фотонов <100 кэВ. Поэтому для нахождения поправки в измеренную с помощью LiF дозу необходимо экспериментально или расчетным путем определить энергию излучения в точке измерения дозы. При этой операции вносится дополнительная погрешность ~10%. Наличие у предлагаемого вещества дозиметрической эквивалентности к жировой ткани исключает необходимость проведения таких работ. Это упрощает измерения поглощенной дозы и повышает их точность.

Детекторы из предлагаемого вещества могут быть использованы в порошкообразном виде. Они автономны при облучении и измерении, имеют малые размеры, возможно одновременное использование большого числа детекторов. Диапазон измеряемых доз составляет 1-10 г.

E, кэВ	$(\mu_{сн}/\rho)$ в-во			Прототип
	$(\mu_{сн}/\rho)$ жиров. тк.			
	Предлагаемое вещество			
	I состав	II состав	III состав	
10	1,03	1,00	1,01	1,48
20	1,03	0,99	1,01	1,49
30	1,02	0,98	1,00	1,43
40	1,00	0,97	0,98	1,31
60	0,96	0,95	0,95	1,05
80	0,93	0,93	0,93	0,94
100	0,93	0,93	0,93	0,90
500	0,92	0,93	0,93	0,87
1000	0,92	0,93	0,92	0,87
1500	0,92	0,93	0,92	0,86
2000	0,92	0,93	0,93	0,87
5000	0,93	0,93	0,93	0,88
100000	0,93	0,94	0,93	0,91

Составитель С. Кондратенко

Редактор Е. Папп    Техред Л. Коцюбняк    Корректор О. Тигор

Заказ 6026/31    Тираж 711    Подписное

ВНИИПИ Государственного комитета СССР  
по делам изобретений и открытий

113035, Москва, Ж-35, Раушская наб., д. 4/5

Филиал ППП "Патент", г. Ужгород, ул. Проектная, 4