

сообщения
объединенного
института
ядерных
исследований
Дубна

5935 / 2-80

8/12-80

16-80-563

М.Зельчинский,* Н.Гольник,* М.Макаревич,*
А.Высоцкая,* О.В.Савченко, Е.П.Череватенко

ИССЛЕДОВАНИЕ ДЕТЕКТОРОВ
ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ
ДОЗИМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ
МЕДИЦИНСКИХ ПУЧКОВ ПИ-МЕЗОНОВ
И НЕЙТРОНОВ ВЫСОКИХ ЭНЕРГИЙ

* Институт ядерных исследований, Свερк, ПНР.

Современное развитие радиотерапии характеризуется все возрастающим использованием в клинической практике пучков тяжелых заряженных частиц высоких энергий и нейтронов^{/1/}. В Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ медицинский пучок протонов высоких энергий был создан еще в 1967 году. До середины 1974 г. /начала реконструкции синхроциклотрона/ на нем проводились регулярные сеансы облучения пациентов^{/2/}. В последние несколько лет в Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ были созданы также медицинский пучок отрицательных пи-мезонов с энергией 30 МэВ^{/3/} и пучок нейтронов со средней энергией около 350 МэВ^{/4/}. Мощность дозы в 1979 году в пучке нейтронов составляла около 160 мкГр/с / ~ 1 рад/мин/, а в пике Брэгга пучка отрицательных пи-мезонов - около 500-800 мкГр/с / ~ 3-5 рад/мин/. После реконструкции синхроциклотрона мощность дозы в этих пучках значительно увеличится и достигнет уровня, достаточного для проведения широких радиобиологических исследований и клинических испытаний. Однако перед тем, как пучки будут использованы в медико-биологических исследованиях, требуется провести тщательные исследования физических параметров пучков частиц при их взаимодействии с атомами ткани. Подготовка и проверка методов и детекторов для исследования дозиметрических параметров медицинских пучков излучения высоких энергий является целью настоящей работы.

ФИЗИЧЕСКИЕ И ДОЗИМЕТРИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ МЕДИЦИНСКИХ ПУЧКОВ

Для радиобиологических исследований и лучевой терапии онкологических больных наибольший интерес представляют следующие параметры медицинских пучков:

А. Поглощенная доза в ткани или в воде на заданной глубине в тканезквивалентном либо водном фантоме стандартных размеров. Значение дозы /или ее мощности/ должно быть определено в абсолютных единицах и сопоставлено с показаниями постоянного монитора, пропорциональными поглощенной дозе при данных условиях облучения. Желательная точность определения дозы в радиотерапии - не хуже 5%^{/5/}. Однако для пучков нейтронов и пи-мезонов такая точность пока еще не достигнута.

Б. Распределение дозы по глубине фантома /в относительных единицах/ и радиальное распределение дозы в свободном про-

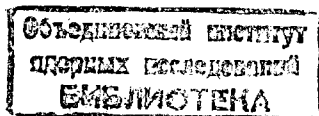


Таблица 1

Параметры детекторов

№	Детекторы		КР-13		I, 3RT		К-253		Т-3		G-3		PIRT		КД ⁺		ED-02		ТД		ТЛД	
	Параметр		КР-13	I, 3RT	К-253	Т-3	G-3	PIRT	КД ⁺	ED-02	ТД	ТЛД										
1.	Материал чувствительного объема		ТЭГ	ТЭГ	Возд	Возд	ТЭГ	СО ₂	Возд	Si	Алмаз	Диэл	ЛЛФ									
2.	Материал стенок		ТЭ	ТЭ	ВЭ	ТЭ	С	ТЭ														
3.	Чувствительность:																					
	-гамма, нКл/Гр		354	117	41,4	50	978	2730	39	1/мкф	60											
	-гамма, отн.ед.		I	I	I	I	I	I	I	0,005												
	-нейтроны I4 МэВ		I	I,02	I	-	I,010	0,011,03	I													
	-нейтроны 350 МэВ		I,02	I,02	I,02	I,15	I,020,7	I	0,3													
	-мезоны π ⁻ (пик Бр)		I	I	I	I,13	I	-	0,99	0,2	0,9											
4.	Диапазон мощности дозы, Гр/мин:																					
	-нижний предел		10 ⁻⁵	10 ⁻³	10 ⁻³	10 ⁻⁴	10 ⁻⁵	10 ⁻²	10 ⁻³	10 ⁻¹												
	-верхний предел		100	30	10	10	1	300	1000	9000												
5.	Чувствительный объем, см ³		3,8	1,32	1,5	15	15	1	10 ⁻³													
6.	Междуэлектродное расстояние, мм		1,75	3	5	3,5	3	1,8	0,6													
7.	Рабочее напряжение, В		1-900	300	250	500	100	300	-	200												
8.	Темновой ток, фА		3	5	5	20	20	50	-	9000												
9.	Габариты, мм:																					
	-диаметр		62	13	16	18	18	55	2,5													
	-толщина (длина)		11	23	16	115	115	16	10													
10.	Основное предназначение:																					
	-поглощенная доза		+	+		+		+														
	-глубинное распределение дозы		+	+	+																	+
	-радиальное распределение дозы			+	+																	+
	-поверхностн.доза							+														+
	-составляющая дозы		+			+	+		+													+
	-микродозим.парам.		+																			+
	-спец. параметры							+														+

⁺ Объяснение сокращений: КД- кремниевый диод; ТД - трековый детектор; ТЛД - термолуминесцентный детектор; ТЭГ - тканеэквивалентный газ; ТЭ - тканеэквивалентная пластмасса; ВЭ - воздухэквивалентная пластмасса; Диэл - диэлектрик.

странстве и на определенных глубинах в фантоме. В частности, очень важным параметром является поверхностная доза. Глубинное распределение дозы вблизи поверхности фантома обычно определяется с помощью специальных тонкостенных детекторов, отличных от детекторов, применяемых на относительно большой глубине. Специальные малогабаритные или тонкостенные детекторы требуются также для экспериментального определения глубинного распределения дозы в конце пробега заряженных частиц /в пике Брэгга/, где имеют место значительные градиенты дозы по глубине.

В. Микродозиметрические параметры, такие, как дозовое и частотное распределение спектра ЛПЭ, параметры качества излучения /в частности, рекомбинационные параметры качества^{6/} / и их распределение по глубине фантома.

Г. Распределение плотности характерных ядерных реакций, например, плотности образования звезд при остановках отрицательных пи-мезонов, плотности ядерных взаимодействий в случае нейтронов высоких энергий и т.п. Эти параметры представляют интерес в основном с точки зрения радиобиологических исследований.

Д. Физические параметры медицинского пучка: временные, энергетические, угловые характеристики; состав частиц в пучке; постоянство состава, энергии, фокусировки и др. Физические параметры падающего на объект пучка сами по себе не являются дозиметрическими параметрами, однако в ряде случаев могут быть использованы для расчета дозиметрических параметров при различных конфигурациях облучаемого объекта.

ДЕТЕКТОРЫ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ МЕДИЦИНСКИХ ПУЧКОВ И РЕЗУЛЬТАТЫ ИХ ИССЛЕДОВАНИЯ

В настоящей работе детекторы для определения параметров, упомянутых в пунктах Г и Д, не рассматриваются.

Всего было использовано 10 детекторов для определения работоспособности и помехоустойчивости в реальных условиях эксперимента на существующих медико-биологических пучках отрицательных пи-мезонов и нейтронов высоких энергий Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ^{3,4/}. Исследовалась чувствительность детекторов, их рабочий диапазон мощности дозы, область применения для определения дозиметрических параметров данных пучков, определялись поправочные коэффициенты, необходимые при использовании этих и им подобных детекторов. Большинство представленных детекторов было разработано в Институте ядерных исследований в Сверке /ПНР/ специально для целей исследо-

вания сложных видов радиации, характеризующихся широким спектром ЛПЭ. Особое внимание было уделено изучению детектора заводского изготовления VA-J-18 /производства ГДР/, находящего все более широкое применение в лучевой терапии.

Краткое описание детекторов следует ниже, а основные результаты исследований с этими детекторами представлены в таблице 1 в виде перечня ряда полезных параметров.

Под параметром "чувствительность" понимается отношение заряда, собранного детектором, к дозе, поглощенной в мягкой ткани, находящейся в месте положения чувствительного объема детектора. Основой определения чувствительности являлось расчетное значение чувствительности одной из тканезквивалентных ионизационных камер для гамма-излучения. Расчет производился согласно теории Брэгга-Грея. Объем камеры был измерен геометрическим методом. Энергия ионизации, отношение тормозных способностей и другие необходимые коэффициенты брались из литературных данных. На основании определенной таким образом чувствительности была измерена мощность поглощенной дозы от источника гамма-излучения изотопа цезий-137 в стандартных условиях облучения. Заряд, собранный на электродах камеры, измерялся с помощью эталонного прибора в абсолютных единицах. В этом поле гамма-излучения была определена чувствительность других исследованных нами детекторов. Применение такой процедуры позволило определить чувствительность тканезквивалентных детекторов к гамма-излучению с точностью не хуже 4%, что трудно достижимо другими методами, например, методом градуировки в поле эталонного источника экспозиционной дозы.

Чувствительность тканезквивалентных камер, находящихся в фантоме, помещенном в пучках других видов излучения, определялась расчетным путем согласно формуле:

$$\frac{C_x}{C_\gamma} = \left(\frac{W_\gamma}{W_x}\right)_\Gamma \cdot \left(\frac{L_{CT}}{L_\Gamma}\right)_\gamma \cdot \left(\frac{K_{TK}}{K_{CT}}\right)_\gamma \cdot f_x \cdot (a_{CT} \cdot \frac{L_\Gamma}{L_{CT}} \cdot \frac{K_{CT}}{K_{TK}} + a_\Gamma \cdot \frac{K_\Gamma}{K_{TK}} + a_\Phi \cdot \frac{L_\Gamma}{L_\Phi} \cdot \frac{K_\Phi}{K_{TK}})_x, \quad /1/$$

где: C_γ, C_x - чувствительность камеры к гамма-излучению и к исследуемому виду излучения, соответственно;

W - энергия ионизации;

L - средняя массовая тормозная способность;

K - керма;

f - эффективность собирания ионов;

a - доля энергии частиц, участвующих в ионизации газа камеры и образованных в различных материалах, окружающих чувствительный объем камеры;

индексы обозначают:

γ - гамма-излучение;

x - исследуемое излучение /нейтроны, мезоны/;

Γ - газ в камере;

TK - мягкая ткань;

CT - стенка камеры;

Φ - материал фантома.

Отношение энергий ионизации принималось равным

$$\left(\frac{W_x}{W_\gamma}\right)_\Gamma = 1 + \beta(Q-1), \quad /2/$$

где: Q - фактор качества излучения;

$\beta = 0,005$ для быстрых нейтронов;

$\beta = 0,010$ для частиц высокой энергии.

Отношение кермы в тканезквивалентном материале стенок камеры и в мягкой ткани определялось для нейтронов высоких энергий как

$$\left(\frac{K_{CT}}{K_{TK}}\right)_n = \sqrt[3]{\frac{A_{TK}}{A_{CT}}}, \quad /3/$$

где A_{TK} и A_{CT} - эффективный атомный вес мягкой ткани и стенок, соответственно, а для пи-минус мезонов:

$$\left(\frac{K_{CT}}{K_{TK}}\right)_{\pi^-} = 1 + 0,015(Q-1). \quad /4/$$

Доля ионизации газа, создаваемой частицами, прилетающими из стенок камеры, определялась для нейтронов высоких энергий из соотношения:

$$a_{CT} = \frac{D(2d) - D(d)}{D(2d)}, \quad /5/$$

где $D(d)$ - доза, поглощенная на глубине, равной толщине стенок камеры, а $D(2d)$ - доза, поглощенная на глубине, равной двойной толщине стенки камеры.

Эффективность собирания ионов определялась методами экстраполяции. Отношение тормозных способностей находилось из табличных данных, а также данных некоторых других работ /7-10/.

Чувствительность тканезквивалентных камер мало зависит от типа и энергии излучения: все члены произведения в формуле /1/ близки к единице. Это оправдывает применение упрощенных

Таблица 2

Поправочные коэффициенты для расчета чувствительности тканезквивалентной камеры типа KR-13 к излучениям высоких энергий.

Излучение Поправочн. коэффициенты	γ	Нейтроны 350 МэВ		π^- - мезоны	
		Глубина I; 5 см H ₂ O	Глубина I0 см H ₂ O	плато	пик Брегга
\bar{W}_X / W_γ	I	1,015 \pm 2%	1,017 \pm 2%	1,017 \pm 2%	1,037 \pm 3%
L_{CT} / L_Γ	I	I	I	I	I
K_{CT} / K_Γ	I	1,087 \pm 4%	1,087 \pm 4%	1,017 \pm 3%	1,057 \pm 4%
f_X / f_γ	I	0,995		0,995	0,99
K_Φ / K_{TK}	I	1,073%	1,073%	1,073%	0,987 \pm 4%
$L_{T\Phi} / L_\Phi$			1,0357 \pm 2%	I	0,977 \pm 5%
α_{CT}	I	0,570,3	0,470,3	0,9570,05	0,970,1
α_Γ	<0,05	0	0	0	<0,1
α_Φ	0	0,570,3	0,670,3	<0,1	<0,1

процедур для определения соответствующих поправочных коэффициентов. Полученное таким способом отношение чувствительности тканезквивалентных камер для излучений высоких энергий следует считать предварительным. Для повышения достоверности следует провести экспериментальное исследование поправочных коэффициентов на конкретных пучках излучения.

В табл.2 в качестве примера приведены значения поправочных коэффициентов для ионизационной камеры типа KR-13.

В табл.1 приведены отношения чувствительности тканезквивалентных детекторов с учетом вышеупомянутых поправочных коэффициентов. Чувствительность тканезквивалентных детекторов к нейтронам со средней энергией 350 МэВ определена с точностью $\pm 6\%$, а к пи-мезонам - с точностью 5%.

Чувствительность других детекторов /кремниевый диод, алмаз, воздухоэквивалентная и графитовая ионизационная камера, ТЛД/ определялись экспериментально путем сравнения с показаниями тканезквивалентных камер в соответствующих пучках частиц.

Представленное в табл.1 рабочее напряжение определялось из вольт-амперных характеристик детектора и характеристик темного тока, а для детекторов заводского изготовления -

согласно данным каталога. Диапазон мощности дозы определялся снизу темновым током детектора, а сверху - объемной рекомбинацией ионов, либо другими факторами, ограничивающими линейность при максимальном рабочем напряжении. Представленные в табл.1 габариты касаются рабочей части детектора и не учитывают рукояток с подводными кабелями.

РЕКОМБИНАЦИОННАЯ КАМЕРА KR-13

Детектор представляет собой плоскопараллельную тканезквивалентную ионизационную камеру, наполненную бутадиеном (C₄H₆) при давлении 0,15 МПа, предназначенную для фантомных измерений дозы, фактора качества и некоторых микродозиметрических параметров, определяемых рекомбинационными методами /11,12/. Камера отличается малым междуэлектродным расстоянием, хорошей геометрией чувствительного объема /неопределенность чувствительного объема не превышает 0,3%/ и возможностью приложения электрического поля большой напряженности. Детекторы почти аналогичной конструкции были ранее успешно использованы нами при фантомных исследованиях дозиметрических параметров в пучках излучений высоких энергий /13/, а также при исследованиях индекса эквивалентной дозы /14/.

Недостатками камеры являются: некоторая неопределенность давления газа, относительно большие поперечные размеры и необходимость экстраполяции тока насыщения при определении мощности поглощенной дозы излучения с высокой ЛПЭ.

Камера KR-13 оказалась наиболее удобным детектором среди исследованных нами для определения дозы и глубинного дозового распределения в пучках излучений высоких энергий, а также для определения интегральных микродозиметрических параметров.

ПРОТОЧНАЯ ТКАНЕЭКВИВАЛЕНТНАЯ КАМЕРА 1,3 RT

Этот детектор представляет собой малогабаритную тканезквивалентную камеру с цилиндрической геометрией и является прототипом детектора польского терапевтического дозиметра. Камера успешно применялась при исследовании терапевтического пучка быстрых нейтронов /15/. Проточная система наполнения гарантирует достоверность давления и состава газа в камере в момент измерения, а также позволяет использовать камеру для определения влияния состава газа на результат измерения поглощенной дозы. Как видно из данных, представленных в табл.1, отношение чувствительности камеры для стандартного гамма-

излучения и для нейтронов высоких энергий при наполнении камеры тканезквивалентным газом /бутадиеном/ такое же, как аналогичное отношение при наполнении воздухом. Это касается любого положения камеры в фантоме.

ВОЗДУХОЭКВИВАЛЕНТНАЯ ИОНИЗАЦИОННАЯ КАМЕРА К-253

Эта камера отличается сферической геометрией и является детектором терапевтического дозиметра, изготавливаемого в ГДР. Предназначена для измерения экспозиционной дозы гамма-излучения с энергией до 3 МэВ. С применением соответствующих процедур может быть использована для определения поглощенной дозы гамма-излучения с энергией до 50 МэВ^{/16/}. Представляет интерес проверить возможность и определить границы применимости этого доступного, серийно производимого детектора, в дозиметрии пучков мезонов и нейтронов высоких энергий. Предварительные исследования показали полную пригодность камеры К-253 для относительных измерений пространственного распределения дозы в пучке нейтронов высоких энергий. Однако обнаруженное различие /в пределах 10-15%/ абсолютных чувствительностей к гамма-излучению, при котором проводится градуировка, и к излучению в медицинских пучках частиц высоких энергий требует дополнительных исследований в направлении выяснения роли материала стенок камеры.

ПАРА ИОНИЗАЦИОННЫХ КАМЕР Т-3 И Г-3

Камеры^{/17/} предназначены для определения составляющих дозы в поле смешанного излучения, состоящего из гамма-квантов и быстрых нейтронов. Камера Т-3 - тканезквивалентная, Г-3 - графитовая, наполненная углекислым газом под давлением около 1 МПа. Размеры и конструктивное выполнение обеих камер одинаковы. Благодаря колонной рекомбинации ионов в камере Г-3, камера практически нечувствительна к излучению с высокой ЛПЭ, в частности, к альфа-частицам и ядрам отдачи, возникающим при взаимодействии быстрых нейтронов с газом и электродами камеры^{/18/}.

Как видно из данных, представленных в таблице, чувствительность камеры к нейтронам с энергией 14 МэВ составляет всего 1% от чувствительности к частицам с низкой ЛПЭ: Чувствительность к нейтронам со средней энергией 350 МэВ оказалась только на 30% меньше чувствительности к гамма-излучению, что может свидетельствовать о преобладающем вкладе в дозу

частиц с низкой ЛПЭ. Более подробное толкование результатов измерений, составляющих дозы с помощью пары камер Т-3 и Г-3, требует детального исследования характеристик чувствительности детектора Г-3 как функции ЛПЭ излучения.

ТОНКОСТЕННАЯ ИОНИЗАЦИОННАЯ КАМЕРА PI RT

Передняя стенка камеры выполнена из тонкой полиэфирной фольги, что дает возможность проводить измерения поверхностной дозы и относительного глубинного распределения дозы вблизи поверхности фантома. Кроме того, для частиц высокой энергии такая камера может быть применена в эксперименте, определяющем влияние материала стенок камеры на чувствительность камеры к определенному виду излучения: предполагается провести сравнение показаний камеры, погруженной в тканезквивалентную жидкость и помещенной за различными материалами. Как показали предварительные исследования, существенное влияние на повторяемость результатов измерений оказывает система механического крепления плит из различных материалов перед камерой.

КРЕМНИЕВЫЕ ДИОДЫ С БОЛЬШОЙ ТОЛЩИНОЙ ЧУВСТВИТЕЛЬНОГО СЛОЯ

Диоды этого типа являются пассивными детекторами, использующими влияние радиационного повреждения на изменение их вольт-амперных характеристик^{/19/}. До сих пор такие диоды использовались для определения флюенса и дозы быстрых нейтронов. Однако, как показали настоящие исследования чувствительности диодов в пучках высокой энергии, диоды с большой толщиной чувствительного слоя пригодны также в дозиметрии терапевтических пучков излучения с высокой ЛПЭ.

АЛМАЗНЫЙ ДЕТЕКТОР ED-02

Детектор представляет собой чистый алмаз кубической формы со стороной 0,6 мм. Работает по принципу ионизационной камеры. Был исследован нами в поле гамма-излучения, в пучке электронов с энергией 10 МэВ, а также в пучке пи-мезонов. Для детального исследования в пучках частиц с высокой ЛПЭ требуются большие мощности дозы. Достоинством детектора являются его малые размеры. Как детектор твердого тела, он свободен от ошибки, вносимой ионизационной камерой за счет влияния полостности.

ТРЕКОВЫЙ ДЕТЕКТОР

Наличие порога регистрации заряженных частиц, ЛПЭ которых превышает некоторую определенную величину, зависящую от материала диэлектрика и условий его травления, дает возможность с помощью такого детектора выделять на фоне излучений с низкой ЛПЭ сильноионизирующие частицы. Такие детекторы на базе доступных диэлектриков /например, лавсана/ могут применяться в фантомных исследованиях на медицинских пучках отрицательных пи-мезонов и нейтронов высокой энергии при определении составляющих дозы от различных компонент излучения, некоторых микродозиметрических параметров, а также специальных параметров пучков, таких, как плотность образования звезд для пи-минус мезонов или плотность ядерных взаимодействий в случае нейтронов высокой энергии.

ТЕРМОЛЮМИНЕСЦЕНТНЫЙ ДОЗИМЕТР

Регистрация тяжелых заряженных частиц и нейтронов с помощью люминофоров еще мало изучена. Такие дозиметры могут применяться в специальных случаях для сравнительной калибровки медицинских пучков в разных Лабораториях, для относительных измерений поглощенной дозы в фантоме при ротационном, секторном или многопольном облучении или контроля поверхностной дозы облучения пациента во время терапевтического сеанса.

Как видно из полученных данных, для определения дозиметрических параметров медицинских пучков пи-мезонов и нейтронов на установке "Ф" Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ вполне пригодны все исследованные детекторы, представленные в табл.1. Для определения абсолютного значения и пространственного распределения поглощенной дозы, состава исследуемого излучения, спектров ЛПЭ, влияния материала стенки камеры можно обойтись минимум четырьмя детекторами. Для численного определения соответствующих поправочных коэффициентов при определении поглощенной дозы, а также для определения микродозиметрических параметров - требуется высокая точность установки детекторов, мониторингования и отсчета: для того, чтобы определить значения поправочных коэффициентов с точностью 2% и получить распределение дозы по ЛПЭ с разрешением не хуже одного порядка, требуется обеспечить повторяемость результатов измерений с точностью, не хуже 0,5%.

Проведенные исследования показали полную пригодность детекторов заводского изготовления для относительных измерений

пространственного распределения поглощенной дозы в пучках частиц высоких энергий, хотя вопросы их абсолютной градуировки в медицинских пучках нейтронов и пи-мезонов требуют дальнейших исследований в отношении влияния химического состава стенок камеры.

ЛИТЕРАТУРА

1. Савченко О.В. В кн. "III Совещание по использованию ядерно-физических методов для решения научно-технических и народнохозяйственных задач". ОИЯИ, P18-12147, Дубна, 1979, с.193.
2. Желепов В.П., Рудерман А.И. /под ред./. В кн. "Медицинский протонный пучок Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ". ОИЯИ, 7287, Дубна, 1973.
3. Желепов В.П. и др. Мед. радиология, 1975, т. XX, №7, с.3.
4. Желепов В.П. и др. Мед. радиология, 1980, т. XXV, №3, с.56.
5. Determination of Dose in Patient. ICRU-24, 1976.
6. Зельчинский М., Марьянская С. В кн. "Neutron Dosimetry for Radiation Protection Purposes". IAEA, Vienna, 1979.
7. Nordell B. et al. Phys. Med. Biol., 1977, 22, № 3, p.466.
8. Makarewicz M., Pszona S. Sixth Symposium on Microdosimetry, Harwood Academic Publisher Ltd, 1978, p.549.
9. Baarli J. et al. EUR 5848, 1977, p.243.
10. Самблевский В.П. и др. ОИЯИ, P16-12705, Дубна, 1979.
11. Зельчинский М. В кн. "Biophysical Aspects of Radiation Quality". IAEA, Vienna, 1968, p.125.
12. Sullivan A.H., Zielczynski M. Proceeding Eifth. Symposium on Microdosimetry, EUR 5452, 1975, p.1091.
13. Zielczynski M. et al. International Congress on Protection Against Accelerator and Space Radiation, CERN 7116, 1971, 1, p.205.
14. Зельчинский М., Марьянская С. INR 1812, 1979.
15. Pszona S. et al. INR 1757, 1978.
16. Dosimetry in Phantom. ICRU-23, 1975.
17. Marjanska S., Janeczek J. Post. Fis. Med., 1979, 14, № 3, p.157.
18. Zielczynski M. et al. EUR 5848, 1978.
19. Frank H. et al. Biomedical Dosimetry, IAEA, Vienna, 1975, p.19.

Рукопись поступила в издательский отдел
12 августа 1980 года.