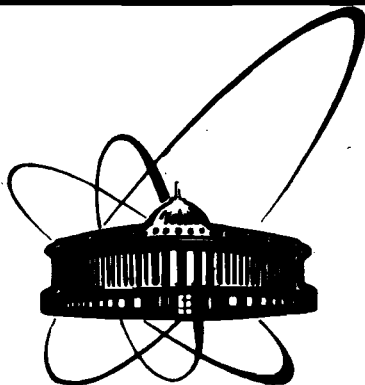


89-353



**СООБЩЕНИЯ
ОБЪЕДИНЕННОГО
ИНСТИТУТА
ЯДЕРНЫХ
ИССЛЕДОВАНИЙ
ДУБНА**

В 79

16-89-353

**И. Воточкова*, В.П. Зорин, А.Г. Молоканов,
Ф. Спурны***

**ИЗМЕРЕНИЕ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК
ТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ ПРОТОННЫХ ПУЧКОВ**

*Институт радиационной дозиметрии ЧСАН, Прага

1989

1. ВВЕДЕНИЕ

На терапевтических протонных пучках фазотрона ЛЯП ОИЯИ с помощью ионизационных детекторов были проведены измерения мощности поглощенной дозы. Наличие в составе клинико-физического комплекса (КФК) ЛЯП ОИЯИ гамма-облучателя РОКУС-М позволяет использовать его в качестве калибровочного стенда для сравнения показаний различных дозиметрических приборов.

Целью данной работы явилось проведение измерений мощности поглощенной дозы в терапевтических протонных пучках КФК ЛЯП с помощью дозиметрической аппаратуры, отградуированной на первичном эталоне — источнике гамма-излучения ^{60}Co в ИРД ЧСАН; калибровка дозиметров, используемых при проведении дозиметрических измерений на этих пучках; обоснование использования гамма-излучателя при калибровке дозиметрической аппаратуры.

2. МЕТОДИКА И РЕЗУЛЬТАТЫ ИЗМЕРЕНИЙ

Измерения проводились с использованием двух ионизационных камер, более подробно описанных в работе^{/1/}. Одна из них изготовлена из тканезквивалентной пластмассы А150^{/2/}, другая — из алюминия, чувствительный объем каждой составляет 1,42 см³ и заполнен воздухом при атмосферном давлении. Градуировка камер проведена на первичном эталонном пучке гамма-излучения ^{60}Co в ИРД ЧСАН^{/3/}. Измерительный прибор, сконструированный в ИРД, позволяет проводить измерения мощности дозы или ее интеграла.

Для дозиметрии протонных пучков в ЛЯП ОИЯИ используются клинические дозиметры типа КД-27012 производства ГДР с ионизационными камерами ВАК-251 (объем 50 мм³) и ВАК-253 (объем 1,5 см³) со стенками из воздухозквивалентного материала. С их помощью были проведены измерения мощности экспозиционной дозы в поле гамма-излучения установки РОКУС-М для проверки градуировки ионизационных камер ИРД. Получены следующие величины мощности экспозиционной дозы в опорной точке на расстоянии 750 мм от источника:

ТЭ (тканезквивалентная) камера — 142,0 Р/мин,

А1 (алюминиевая) камера — 143,1 Р/мин, что на 1% и на 1,5%, соот-

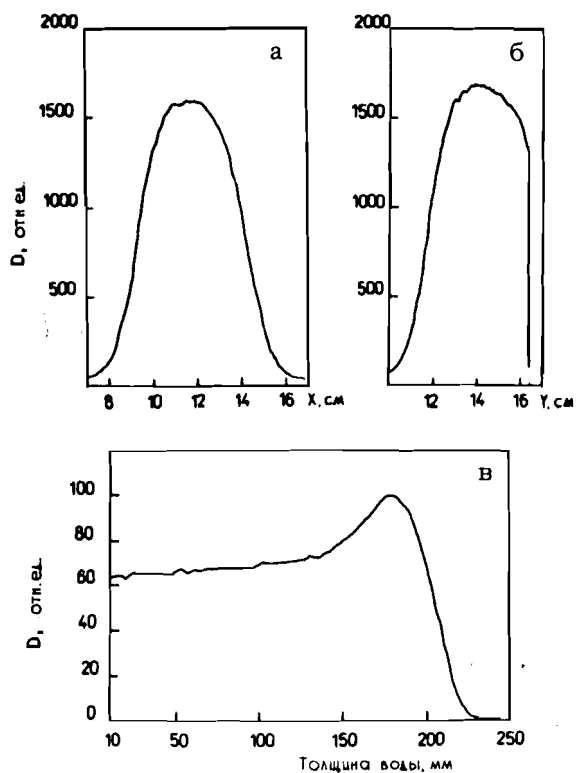


Рис.1. Горизонтальное — а, вертикальное — б и глубинное дозное — в распределения протонного пучка со средней энергией 180 МэВ.

ответственно, выше значений, полученных при калибровке этого облучателя с учетом уменьшения мощности дозы вследствие распада источника ⁴/₄.

Измерения проводились на протонных пучках, сформированных в кабинах № 1 (E=180 МэВ)^{5/5} и № 2 (E=130 МэВ)^{6/6}, а в кабине № 1 — также в пучке протонов со средней энергией 90 МэВ, полученном в результате замедления пучка в плексигласовом фильтре. Кроме того, измерения проводились в пике Брэгга.

Все камеры последовательно устанавливались в одной и той же точке на оси пучка, все измерения нормировались на счет монитора, в качестве которого использовалась плоскопараллельная воздушная ионизационная камера. Пучок в этой точке расширялся с целью более равномерного облучения объема камер. Горизонтальный и вертикальный профили, а также глубинное распределение дозы для пучка со средней энергией 180 МэВ приведены на рис.1.

Таблица 1. Отношение мощностей доз протонов, измеренных различными камерами, к показаниям ТЭ-камеры

Тип камеры	Ē, МэВ	180	130	90	пик Брэгга
Al камера ИРД		0,97	—	1,00	0,96
KD-27012 № 31038		0,96	0,98	0,96	0,97
KD-27012 № 31076		1,003	0,98	1,00	1,00

В табл.1 даны отношения мощностей доз, измеренных Al камерой ИРД и двумя калиброванными клиническими дозиметрами, к мощности дозы, определенной с помощью тканезквивалентной камеры ИРД при различных средних энергиях протонного пучка.

Следует отметить хорошее согласие результатов измерений: при всех значениях средней энергии протонного пучка расхождения не превышают 4%.

3. СРАВНЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИЗМЕРЕНИЙ ИОНИЗАЦИОННЫМИ КАМЕРАМИ В ПРОТОННЫХ ПУЧКАХ И В ПОЛЕ ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ

Доза, поглощенная в ткани от градуировочного источника гамма-излучения ⁶⁰Co, может быть определена из соотношения Брэгга — Грея:

$$D_{TK}^{\gamma} = S_{air}^{wall} \cdot \frac{(\mu_{en}/\rho)_{TK}}{(\mu_{en}/\rho)_{wall}} \cdot W_{air}^{\gamma} \cdot J_{air}^{\gamma}$$

где S_{air}^{wall} — относительная тормозная способность вторичных электронов в стенках камеры и в воздухе, заполняющем ее чувствительный объем; W_{air}^{γ} — средняя энергия, необходимая для образования пары ионов в поле гамма-излучения; J_{air}^{γ} — число пар ионов, образованных в чувствительном объеме камеры; $(\mu_{en}/\rho)_{TK}/(\mu_{en}/\rho)_{wall}$ — отношение массовых коэффициентов передачи энергии в стенках камеры ш и в ткани.

Тогда градуировочную константу R^{γ} в поле гамма-излучения выразим как

$$R^{\gamma} = \frac{D_{TK}^{\gamma}}{J_{air}^{\gamma} \cdot M} = S_{air}^{wall} \cdot \frac{(\mu_{en}/\rho)_{TK}}{(\mu_{en}/\rho)_{wall}} \cdot \frac{W_{air}^{\gamma}}{M}$$

где M — масса воздуха в камере.

При измерениях в пучках протонов градуировочная константа будет зависеть от соотношения размеров чувствительного объема камеры и пробега вторичных электронов. Если размер чувствительного объема камеры значительно превышает длину пробега вторичных электронов в воздухе, то большинство регистрируемых электронов возникает в воздухе внутри камеры, и величину поглощенной дозы можно определить по формуле ^{7/7}

$$D_{TK}^P = \frac{[(dE/dx)/\rho]_{TK}}{[(dE/dx)/\rho]_{air}} \cdot W_{air}^P \cdot J_{air}^P$$

где $(dE/dx)/\rho$ — массовые тормозные способности протонов; W_{air}^P — средняя энергия, необходимая для образования пары ионов в протонном пучке.

Градуировочная константа в этом случае $^1R^P$ будет равна

$$^1R^P = \frac{[(dE/dx)/\rho]_{TK} \cdot W_{air}^P}{[(dE/dx)/\rho]_{air} \cdot M}$$

Если размеры камеры значительно меньше пробега вторичных электронов, то большая часть зарегистрированных электронов возникает в стенках камеры. В этом случае поглощенная доза определяется следующим образом:

$$^2D_{TK}^P = S_{air}^{wall} \cdot \frac{[(dE/dx)/\rho]_{TK}}{[(dE/dx)/\rho]_{wall}} \cdot W_{air}^P \cdot J_{air}$$

а градуировочная константа $^2R^P$ тогда будет равна

$$^2R^P = S_{air}^{wall} \cdot \frac{[(dE/dx)/\rho]_{TK}}{[(dE/dx)/\rho]_{wall}} \cdot \frac{W_{air}^P}{M}$$

Отношения градуировочных констант в полях гамма-излучения и протонов для этих двух крайних случаев будут следующими:

$$\frac{R^Y}{^1R^P} = S_{air}^{wall} \cdot \frac{(\mu_{en}/\rho)_{TK}}{(\mu_{en}/\rho)_{wall}} \cdot \frac{[(dE/dx)/\rho]_{wall}}{[(dE/dx)/\rho]_{TK}} \cdot \frac{W_{air}^Y}{W_{air}^P}$$

или

$$^2R^P = \frac{(\mu_{en}/\rho)_{TK}}{(\mu_{en}/\rho)_{wall}} \cdot \frac{[(dE/dx)/\rho]_{wall}}{[(dE/dx)/\rho]_{TK}} \cdot \frac{W_{air}^Y}{W_{air}^P}$$

В табл.2 дается химический состав стенок использовавшихся камер, зная который, на основе данных, опубликованных в [8-13], можно определить необходимые для проведения этих расчетов величины. Энергетические зависимости величин отношений линейных передач энергии в стенках камер и в воздухе к линейной передаче энергии в ткани приведены на рис.2. Параметры, характеризующие передачу энергии для гамма-излучения ^{60}Co , имеются в табл.3. Если принять, что $W_{air}^Y/W_{air}^P = 0,986^{7,14}$, то можно вычислить данные соотношения для всех камер. Результаты расчета этих величин сведены в табл.3.

Таблица 2. Химический состав стенок камер (вес в процентах)

	Al	KD-27012	ТЭ-камера	Биол.ткань
H	—	3,2	10,13	10,2
C	—	52,2	77,55	12,3
N	—	—	3,51	2,8
O	—	12,0	5,23	72,6
F	—	25,6	1,74	—
Na	—	7,0	—	0,08
Al	100	—	—	—
Ca	—	—	1,84	—
ост.	—	—	—	1,02

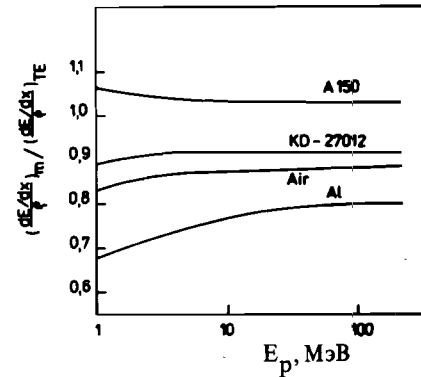


Рис.2. Энергетические зависимости относительных массовых тормозных способностей протонов в различных материалах к тормозной способности протонов в ткани.

Из расчетов следует, что отношение градуировочных констант очень слабо зависит от размеров камер и определяется в основном химическим составом их стенок. Так, для ТЭ-камеры это отношение практически равно единице, т.е. если эта камера отградуирована на гамма-источнике в единицах поглощенной дозы в ткани, камера будет измерять такую же величину и в протонном пучке. Для воздушноэквивалентной камеры дозиметра KD-27012 гамма-градуировочная константа на 3-4% меньше, чем для протонов. Это означает, что использование градуировочной константы в рентгенах с точностью 1% соответствует изменению дозы в ткани в радах.

Точность калибровки дозиметров определяется в основном точностью, с которой известны параметры, характеризующие передачу энергии в протонных пучках, и гамма-излучением. Относительные погрешности этих параметров составляют 1-2% [8-12], за исключением погрешности W_{air}^Y/W_{air}^P , которая равна 4% [7,14].

В расчетах относительные тормозные способности протонов, которые в диапазоне энергий от 10 до 200 МэВ меняются не более, чем на 1%, принимались не зависящими от энергии.

Таблица 3. Значения некоторых параметров, характеризующих передачу энергии гамма-излучения ^{60}Co

	$\frac{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{м}}}{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{тк}}}$	$S_{\text{м}}^{\text{тк}}$
Al-камера	0,8772	1,2928
KD-2712	0,9317	1,1235
ТЭ-камера	1,0014	1,0000
воздух	0,9110	1,132

Таблица 4. Отношения градуировочных констант для гамма-излучения и для протонов

	$\frac{R^{\gamma}}{R^{\text{P}}_1}$	$\frac{R^{\gamma}}{R^{\text{P}}_2}$
Al-камера	0,880	0,898
ТЭ-камера	0,991	1,009
KD-камера	0,964	0,974

Не учитывались ядерные взаимодействия, которые, по оценкам, сделанным в работе ^{13/}, даже для протонов с энергией около 600 МэВ не превышают 1%.

В целом, с точностью до 5-6%, полученные данные можно считать равными дозе в ткани от протонов в месте измерения на уровне статистической достоверности 95%.

4. ВЫВОДЫ

1. На терапевтических протонных пучках проведены измерения мощности поглощенной дозы.

2. Проведена калибровка клинических дозиметров с помощью аппаратуры, отградуированной на первичном эталоне — источнике ^{60}Co в ИРД ЧСАН в Праге.

3. Обосновано использование гамма-облучателя РОКУС-М в качестве калибровочного стенда для клинических дозиметров.

ЛИТЕРАТУРА

1. Spurny F., Votočková I. — *Jaderna energie*, 1981, 27, p. 434.
2. *Neutron Dosimetry in Biology and Medicine*. ICRU Report No. 26, ICRU, Washington, 1977.
3. Kumpar J., Jirousec P. — *Isotopen praxis*, 1974, 10, p. 184.
4. Вагнер Р. и др. — *Сообщение ОИЯИ 16-87-935*, Дубна, 1987.
5. Абазов В.М. и др. ОИЯИ, Р9-86-648, Дубна, 1986; *Медицинская радиология*, 1988, № 1, с. 67.

6. Абазов В.М. и др. — *Сообщение ОИЯИ 9-87-280*, Дубна, 1987.
7. Verhey L.J. et al. — *Radiation Research*, 1979, v. 79, p.34.
8. *Radiation Dosimetry*. (ed. F.N.Attix et al.) Academic Press, New York and London, v. I — 1968, v. III — 1969.
9. *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams. An International Code of Practice*; AEA Techn. Rep.Ser. No. 277, IAEA, Vienna, 1987.
10. *Stopping Powers for Electrons and Positrons*; ICRU Report 37, ICRU, Washington, 1984.
11. *Basic Aspects of High Energy Particle Interactions and Radiations Dosimetry*. ICRU Report 28, ICRU, Washington, 1978.
12. Janni J.J. — *Proton Range-Energy Tables. Atomic Data and Nuclear Data Tables*, 1982, v.27, No. 2-5.
13. Pernicka F., Spurny F. — *Nucl. Instr.Meth...*, 1980, 172, p.435.
14. ICRU Report No. 31, ICRU, Washington, 1979.

Рукопись поступила в издательский отдел
19 мая 1989 года.