

**МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ**

**МЕТОДИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ**

СОГЛАСОВАНО

Начальник отдела  
науки и внедрения

И.И. Доста



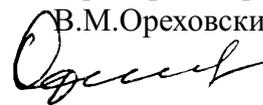
---

16 февраля 1999 г.

УТВЕРЖДАЮ

Первый заместитель  
министра здравоохранения

В.М. Ореховский



---

18 февраля 1999 г.

Регистрационный № 10-9901

**БЕЛОРУССКИЙ ПРОТОКОЛ  
ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ  
В ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ ФОТОННЫМИ ПУЧКАМИ ВЫСОКИХ ЭНЕРГИЙ**

**Минск 1999**

**Учреждение-разработчик:** НИИ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова

**Авторы:** д-р техн. наук, проф. И.Г. Тарутин, Ю.В. Нетецкий

**Рецензент:** канд. мед. наук Г.В. Чиж

Методические указания посвящены вопросу прецизионных измерений поглощенной дозы, создаваемой пучками фотонов от дистанционных гамма-терапевтических аппаратов и медицинских ускорителей электронов, применяемых в лучевой терапии злокачественных опухолей. Указания полностью соответствуют требованиям международных рекомендаций и правил и адаптированы к условиям клинической практики лечебных учреждений Республики Беларусь.

Методические указания предназначены для применения в радиологических отделениях и отделениях дистанционной лучевой терапии, укомплектованных дистанционными гамма-терапевтическими аппаратами и медицинскими ускорителями электронов.

Методические рекомендации утверждены Министерством здравоохранения Республики Беларусь в качестве официального документа.

## ВВЕДЕНИЕ

Настоящий протокол базируется на протоколе «Свод правил по дозиметрии фотонных пучков высоких энергий» Комиссии по радиационной дозиметрии Нидерландов [4], международных сводах правил «Определение поглощенной дозы в пучках фотонов и электронов» (отчет № 277 МАГАТЭ [2]) и «Использование плоскопараллельных ионизационных камер в электронных и фотонных пучках высоких энергий» (отчет № 381 МАГАТЭ [6]) и полностью удовлетворяет современным международным требованиям к такого рода документам.

Протокол подготовлен в лаборатории медицинских источников ионизирующих излучений и математического обеспечения лучевой терапии НИИ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова и предназначен для использования в радиологических отделениях онкологических клиник Республики Беларусь для дозиметрии фотонных пучков с энергией выше 1 МВ.

### ФИЗИЧЕСКИЕ ВЕЛИЧИНЫ И ЕДИНИЦЫ ИЗМЕРЕНИЯ

При взаимодействии ионизирующего излучения с веществом наиболее важной физической величиной является поглощенная доза, которая является мерой количества энергии, поглощаемой единицей массы облучаемого вещества:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}, \quad (1)$$

где  $d\bar{\epsilon}$  — средняя энергия, передаваемая ионизирующим излучением веществу массой  $dm$ , причем масса  $dm$  может быть достаточно малой, но не настолько, чтобы начали сказываться статистические флуктуации. Следовательно, поглощенная доза является функцией, определенной в каждой точке вещества, непрерывной и дифференцируемой, и можно говорить о ее градиенте и мощности (то есть производной по времени). Поглощенная доза может быть определена для любой среды и любого типа ионизирующего излучения. Единица измерения поглощенной дозы имеет размерность Дж/кг и называется грей (Гр).

Формализм, используемый для определения поглощенной дозы в пучке фотонов высоких энергий с помощью ионизационной камеры, в принципе аналогичен во всех новых дозиметрических протоколах. Все они используют калибровку ионизационной камеры по экспозиции или по керме в воздухе. Керма (английская аббревиатура *kerma* — kinetic energy released in material (кинетическая энергия, выделяемая в веществе)) определяется следующим выражением:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}, \quad (2)$$

где  $dE_{tr}$  — сумма первоначальных кинетических энергий всех заряженных частиц, освобождаемых в результате взаимодействий незаряженных ионизирующих частиц в веществе массой  $dm$ .

Единица измерения кермы, как и поглощенной дозы, имеет размерность Дж/кг и называется грей (Гр). Физическая величина керма, которая применима к любому веществу, близко связана с другой физической величиной — экспозиционной дозой, применимой только к фотонам, взаимодействующим с воздухом, и определяется выражением:

$$X = \frac{dQ}{dm}, \quad (3)$$

где  $dQ$  — абсолютное значение суммарного заряда ионов одного знака, порождаемых в воздухе, при условии, что все электроны, порождаемые фотонами в воздухе массой  $dm$ , полностью останавливаются в воздухе. Единицей экспозиционной дозы в системе СИ является Кл/кг. Однако до сих пор часто используется внесистемная единица рентген (Р):

$$1 \text{ Р} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ Кл/кг}$$

Экспозиционная доза является ионизационным эквивалентом кермы в воздухе, за исключением того, что ионизация вследствие поглощения тормозного излучения, испускаемого электронами, не будет входить в  $dQ$ , то есть

$$X = K_{air}(1-g)/(w/e), \quad (4)$$

где  $K_{air}$  — керма в воздухе,  $g$  — часть высвобождаемой энергии, которая рассеивается в виде тормозного излучения,  $W$  — средняя энергия, затрачиваемая на образование одной пары ионов в воздухе,  $e$  — заряд электрона.

В будущем в дозиметрии рекомендуется не использовать экспозиционную дозу. В настоящем протоколе она упоминается лишь вследствие широкого использования в нашей стране этой физической величины для облегчения перехода от нее к керме, общепринятой в настоящее время во всем мире.

## СВОД ПРАВИЛ

1. Национальным или ведомственным вторичным стандартом должна быть цилиндрическая наперстковая ионизационная камера с графитовыми стенками, параметры которой приведены в табл. 1.

2. Национальная (ведомственная) стандартная ионизационная камера должна быть прокалибрована в единицах кермы в воздухе в Белорусском национальном центре стандартизации, метрологии и сертификации в пучке гамма-квантов  $^{60}\text{Co}$  с использованием поставляемого с камерой равновесною колпачка (табл. 1).

3. Для сертификационных измерений на радиотерапевтических аппаратах можно применять камеры Фармера со стенками из полиметил-метакрилата (ПММА), параметры которых приведены в табл. 1.

4. Сертификационные измерения на радиотерапевтических аппаратах осуществляются в водном фантоме в единицах поглощенной дозы в воде в стандартной точке, положение которой зависит от качества излучения (п. 6, табл. 1). При этом камера должна быть защищена водонепроницаемым чехлом (например, из ПММА) толщиной не более 1 мм. Если толщина защитного чехла превышает 1 мм, следует вводить поправочный коэффициент, значения которого приведены в табл. 6. Сертификационные измерения на гамма-терапевтических аппаратах допускается

осуществлять в единицах мощности кермы в воздухе в стандартной точке, совпадающей с изоцентром, с использованием соответствующего равновесного колпачка.

5. Как параметр, характеризующий качество излучения, используется индекс качества, представляющий собой отношение ионизационных показаний, измеренных при постоянном стандартном расстоянии источник–детектор на глубинах 20 см и 10 см в водном фантоме соответственно и при размере поля 10 см × 10 см на уровне геометрического центра детектора. Это отношение обозначается  $TPR_{10}^{20}$  (аббревиатура от tissue–phantom ratio — отношение ткань–фантом). Кроме того, для характеристики качества фотонного пучка часто используется другая величина, получаемая из глубинной зависимости поглощенной дозы. Это величина  $D_{20}/D_{10}$  — отношение поглощенной дозы на глубине 20 см и 10 см, измеренной при постоянном стандартном расстоянии источник–поверхность для поля 10 см × 10 см на поверхности фантома.

6. Для определения поглощенной дозы в стандартной точке в водном фантоме эффективный центр ионизационной камеры должен быть расположен на оси пучка на глубине 5 см для фотонных пучков с индексом качества менее 0,75 и на глубине 10 см для фотонных пучков с индексом качества более 0,75. Использование эффективного центра камеры вместо геометрического центра позволяет учитывать пространственную протяженность воздушной полости внутри камеры. При этом эффективный центр  $P_{\text{eff}}$  (глубина  $z_{P_{\text{eff}}}$ ) цилиндрической ионизационной камеры смещен к поверхности воды относительно геометрического центра камеры  $P$  (глубина  $z_P$ ). Величина смещения  $z_{P_{\text{eff}}} - z_P$  (дополнительного заглубления камеры) составляет  $0,6r$  для всех пучков фотонов с энергией выше 1 МВ, где  $r$  — внутренний радиус рабочего объема ионизационной камеры.

7. Поверхность фантома должна находиться на стандартном для аппарата расстоянии от источника излучения, обычно применяемом в клинической практике. Размер поля 10 см × 10 см устанавливается на поверхности фантома.

8. Поглощенная доза в воде при измерении стандартной ионизационной камерой будет определяться выражением:

$$D_{w,u} = M_u N_k C_{w,w} \quad (5)$$

где  $D_{w,u}$  — поглощенная доза в воде; на глубине расположения эффективного центра камеры, когда камера замещена водой;

$M_u$  — показания прибора, откорректированные на любые отклонения окружающих условий (температура и влажность воздуха, атмосферное давление) от стандартных, при которых получено значение калибровочного коэффициента, а также на рекомбинацию ионов и поляризационные эффекты в измеряемом пучке фотонов;

$N_k$  — калибровочный коэффициент перехода к керме в воздухе, определенный в Поверочно-дозиметрической лаборатории МЗ РБ либо в Национальном центре по стандартизации, метрологии и сертификации, который используется для перехода от показаний ионизационной камеры к керме в воздухе для пучка со стандартным индексом качества и стандартной геометрии при стандартных окружающих условиях (обычно при температуре воздуха 20°C, атмосферном давлении 101,3 кПа и относительной влажности 50%);

$C_{w,u}$  — коэффициент перехода от кермы в воздухе к поглощенной дозе в воде, который зависит от типа ионизационной камеры и индекса качества измеряемого радиационного пучка.

Индексами  $w$  и  $u$  обозначаются вода и измеряемый пучок соответственно.

9. Рекомендуемые величины  $C_{w,u}$  в зависимости от индекса качества пучка излучения приведены в табл. 1.

10. Относительную величину поглощенной дозы для полей, отличающихся от стандартного поля  $10 \text{ см} \times 10 \text{ см}$ , следует определять прямыми измерениями в стандартной точке.

11. Рабочие ионизационные камеры (например, применяемые в водных фантомах для измерения глубинных распределений дозы и профилей, а также для регулярного контроля мониторинг единицы или мощности поглощенной дозы) должны быть прокалиброваны по стандартным камерам в пучках с теми индексами качества, при которых они будут использоваться. Калибровка осуществляется в единицах поглощенной дозы в воде методом замещения при размещении эффективных центров стандартной и рабочей ионизационных камер в стандартной точке в фантоме. Калибровочный коэффициент для определения поглощенной дозы в воде в измеряемом пучке фотонов  $N_{w,u}$  определяется выражением:

$$N_{w,u} = \frac{D_{w,u}}{M_{f,u}} = \frac{(M_u N_k C_{w,u})_{standard}}{M_{f,u}}, \quad (6)$$

где  $M_{f,u}$  — показания рабочей камеры  $M_{f,u}$ , откорректированные таким же образом, как и  $M_u$ .

12. Поглощенную дозу в других точках фантома следует получать путем относительных измерений, сравнивая результаты измерений с помощью рабочей камеры в других точках пространства с результатами, полученными в стандартной точке в соответствии с п. 6. При этом следует принимать во внимание, что показания рабочей цилиндрической ионизационной камеры относятся к эффективному центру камеры. Положение эффективного центра, коэффициенты для некоторых рабочих камер приведены в табл. 2.

### Приложение А. Основные уравнения

В соответствии с теорией Брегга — Грея поглощенная доза в воде в точке, соответствующей эффективному центру ионизационной камеры, если камеру заместить водой,  $D_{w,u}$  будет определяться следующим выражением:

$$D_{w,u} = M_u N_D (S_{w,air})_u (Pr)_u, \quad (7)$$

где  $M_u$  — откорректированное показание прибора:

$$M_u = M_{uncorr} p_t p_p p_{hum} p_{ion} p_{pol}$$

где  $M_{uncorr}$  — неоткорректированное показание прибора;  $p_t$ ,  $p_p$ ,  $p_{hum}$  — коэффициенты коррекции на отклонение от стандартных условий температуры, давления и влажности соответственно;  $p_{ion}$  — коэффициент коррекции, учитывающий рекомбинацию ионов;  $p_{pol}$  — коэффициент коррекции для учета поляризационных эффектов в пучке фотонов.

$N_d$  — коэффициент перехода к поглощенной дозе в воздухе, который связан с калибровочными коэффициентами перехода к керме в воздухе  $N_k$  и экспозиционной дозе  $N_x$  следующими соотношениями:

$$N_d = N_k (1-g) Pk_i = N_x W/e Pk_p, \quad (8)$$

где  $g$  — часть энергии вторичных заряженных частиц, которая преобразуется в тормозное излучение в воздухе при индексе качества пучка, используемого для калибровки камеры,  $W/e$  — частное средней энергии, затрачиваемой на создание пары ионов в сухом воздухе, и заряда электрона,  $Pk_i$  — произведение нескольких коэффициентов коррекции, используемых с калибровочными коэффициентами  $N_K$  и  $N_X$ .

$(s_{w,air})_u$  — отношение массовых тормозных способностей для воды и воздуха для индекса качества пучка пользователя;

$(Pr)_u$  — произведение коэффициентов коррекции, которые необходимо использовать при измерениях в водном фантоме для индекса качества пучка пользователя.

Переходя к выражению вида (5)

$$D_{w,u} = M_u N_k C_{w,w}$$

получим, что

$$C_{w,u} = (1-g) Pk_i (s_{w,air})_u (Pr)_u \quad (9)$$

Произведение коэффициентов коррекции, на которое умножается калибровочный коэффициент, состоит из следующих множителей:

$$Pk_i = k_{att} k_m k_{st} k_{ce}$$

где  $k_{att}$  — коэффициент коррекции на ослабление (поглощение и рассеяние) в стенках ионизационной камеры и равновесного колпачка;

$k_m$  — коэффициент коррекции, в котором учитывается степень неэквивалентности воздуху материалов стенок камеры и равновесного колпачка, определяемый следующим выражением:

$$k_m = [\alpha s_{wall,air} (\mu_{en}/\rho)_{air,wall} + (1 - \alpha) s_{cap,air} (\mu_{en}/\rho)_{air,cap}]^{-1}, \quad (10)$$

где  $\alpha$  — часть ионизации внутри воздушной полости, обусловленная электронами, происходящими из стенок камеры;

$(\mu_{en}/\rho)_{air,wall}$  и  $(\mu_{en}/\rho)_{air,cap}$  — отношения массовых энергетических коэффициентов поглощения для воздуха и материала стенок камеры и для воздуха и материала колпачка соответственно;  $s_{wall,air}$  и  $s_{cap,air}$  — отношения массовых тормозных способностей для материала стенок камеры и воздуха и для материала колпачка и воздуха соответственно.

$k_{st}$  — коэффициент коррекции на эффект ножки для используемого размера поля;

$k_{ce}$  — коэффициент коррекции, учитывающий влияние центрального электрода на показания ионизационной камеры при калибровке.

Произведение коэффициентов коррекции, учитываемых при измерениях в фантоме, состоит из следующих множителей:

$$Pr_i = p_{wall} p_{ce}$$

где  $p_{wall}$  — коэффициент коррекции на отличие материала стенок ионизационной камеры и воды:

$$p_{wal} = \alpha s_{wall,w} (\mu_{en}/\rho)_{w,wall} + (1-\alpha), \quad (11)$$

где все величины определяются аналогично выражению для  $k_m$ ;

$p_{ce}$  — коэффициент коррекции, в котором учитывается влияние центрального электрода на показания ионизационной камеры при измерениях в водном фантоме.

### Приложение Б. Коррекция показаний прибора

– На отклонение температуры и атмосферного давления от стандартных условий:

$$p_{tp} = p_t p_p = \frac{p_0(273,2+t)}{p(273,2+t_0)}, \quad (12)$$

где  $p$  и  $t$  — давление и температура во время измерения,  $p_0$  и  $t_0$  — указанные в калибровочном сертификате стандартные величины давления и температуры (обычно 101,3 кПа и 20°C).

– На отклонение влажности воздуха от стандартных условий:

Изменение влажности окружающего воздуха для большинства ионизационных камер оказывает очень незначительное влияние на показания дозиметра. Поэтому, если калибровочный коэффициент измерялся при относительной влажности 50%, то при относительной влажности во время измерений в диапазоне от 20% до 70% и температуре воздуха от 15°C до 25°C нет необходимости вводить коррекцию на отклонение влажности воздуха от стандартных условий.

– На рекомбинацию ионов:

Используется так называемый метод «двух напряжений». Он основан на регистрации двух показаний дозиметра  $M_1$  и  $M_2$ , полученных при двух различных значениях рабочего напряжения на камере  $V_1$  и  $V_2$ , причем отношение  $V_1/V_2$  должно быть не менее 3. Коэффициент коррекции на рекомбинацию ионов  $p_{ion}$  для нормального рабочего напряжения  $V_1$  можно получить из уравнения

$$p_{ion} = a_0 + a_1 (M_1/M_2) + a_2 (M_1/M_2)^2; \quad (13)$$

постоянные  $a_0$ ,  $a_1$ ,  $a_2$  приведены в табл. 7 для импульсных пучков.

– На поляризацию:

Измеряются показания прибора  $M_1$  и  $M_2$  для двух противоположных полярностей напряжения и вычисляется их среднее значение. Коэффициент коррекции

$$p_{pol} = (|M_1| + |M_2|) / 2 \cdot |M_1|. \quad (14)$$

### Приложение В. Численные значения

$W/e$ . В настоящее время общепринятой величиной отношения  $W/e$  для сухого воздуха является  $33,97 \pm 0,06$  Дж/Кл.

$g$ . Последние расчеты доли энергии вторичных заряженных частиц, преобразующейся в тормозное излучение в воздухе, дали величину 0,003 (для пучка гамма-излучения  $^{60}\text{Co}$ ).

$k_{att} k_m$ . Данные для произведения этих коэффициентов заимствованы из нового протокола МАГАТЭ [6], опубликованного в 1997 г., и приведены в табл. 1 и 2 для различных ионизационных камер. Они были определены путем вычисления среднего значения из большого количества опубликованных экспериментальных данных и данных, рассчитанных по методу Монте-Карло.

$k_{st}$ . Как и в большинстве дозиметрических сводов правил, в настоящем протоколе для данного коэффициента принимается значение, равное единице.

$s_{w,air}$ . Отношения массовых тормозных способностей, рассчитанные Andreo и Brahme [3], приведены в табл. 3, 4 и 5 для соответствующих камер в зависимости от индекса качества.

$p_{wall}$ . Величины коэффициента коррекции на отличие материала стенок ионизационной камеры и воды вычисляются с помощью выражения (11). Исходные данные для расчета, взятые из [2], [3], [5], и результаты вычислений приведены в табл. 3, 4 и 5.

$k_{ce}$  и  $p_{ce}$ . Произведение  $k_{ce} \cdot p_{ce}$  принимается равным единице для любого значения индекса качества.

Таблица 1

**Коэффициенты перехода от кермы в воздухе к поглощенной дозе в воде,  $c_{w,u}$  для стандартных ионизационных камер в зависимости от индекса качества; толщина стенок приведена в соответствии с информацией производителя (PTW-Freiburg), величины  $k_{att} k_m$  взяты из [6]**

Ионизационная камера			PTW 30002	PTW 30001
Материал стенок			Графит	ПММА
Равновесный колпачок			ПММА	ПММА
Толщина стенок $z/cm^2$			0,083	0,053
Внутренний радиус $r, мм$			3,05	3,05
$0,6 r, мм$			1,8	1,8
$k_{att} k_m$			0,982	0,972
$TPR_{10}^{20}$	$D_{20}/D_{10}$	$d_{ref} см$	$c_{w,u}$	$c_{w,u}$
0,50	0,44	5	1,107	1,102
0,53	0,47	5	1,102	1,101
0,56	0,49	5	1,099	1,098
0,59	0,52	5	1,097	1,096
0,62	0,54	5	1,096	1,093
0,65	0,56	5	1,093	1,088
0,68	0,58	5	1,090	1,084
0,70	0,60	5	1,088	1,083
0,72	0,61	10	1,083	1,078
0,74	0,63	10	1,079	1,072
0,76	0,65	10	1,073	1,066
0,78	0,66	10	1,065	1,058
0,80	0,68	10	1,056	1,049
0,82	0,69	10	1,047	1,039
0,84	0,71	10	1,037	1,030
$^{60}Co$		5	1,098	1,099

Таблица 2

**Коэффициенты перехода от кермы в воздухе к поглощенной дозе в воде,  $c_{w,u}$ , для рабочих ионизационных камер в зависимости от индекса качества; толщина стенок приведена в соответствии с информацией производителя (PTW-Freiburg), величины  $k_{att}k_m$  взяты из [6]**

Ионизационная камера			PTW 31002	PTW 31003
Материал стенок			ПММА	ПММА
Равновесный колпачок			ПММА	ПММА
Толщина стенок $z/см^2$			0,083	0,089
Внутренний радиус $r, мм$			2,75	2,75
$0,6 z, мм$			1,7	1,7
$k_{att}k_m$			0,973	0,974
$TPR_{10}^{20}$	$D_{20}/D_{10}$	$d_{ref}, см$	$c_{w,u}$	$c_{w,u}$
0,50	0,44	5	1,103	1,104
0,53	0,47	5	1,102	1,105
0,56	0,49	5	1,100	1,103
0,59	0,52	5	1,097	1,101
0,62	0,54	5	1,094	1,098
0,65	0,56	5	1,090	1,092
0,68	0,58	5	1,087	1,088
0,70	0,60	5	1,084	1,085
0,72	0,61	10	1,079	1,080
0,74	0,63	10	1,074	1,075
0,76	0,65	10	1,068	1,069
0,78	0,66	10	1,060	1,061
0,80	0,68	10	1,051	1,052
0,82	0,69	10	1,041	1,042
0,84	0,71	10	1,032	1,034
$^{60}Co$		5	1,100	1,101

Таблица 3

**Часть ионизации  $\alpha$ , обусловленная электронами, возникающими в стенках камеры в соответствии с [5], отношения массовых тормозных способностей для материалов стенок и воздуха,  $s_{wall,air}$  для воды и воздуха,  $s_{w,air}$ , в соответствии с [3], отношения усредненных массовых энергетических коэффициентов поглощения для воды и материала стенок  $(M_{en}/c)_{w,wall}$  из [2] и рассчитанный коэффициент  $p_{wall}$ , учитывающий неэквивалентность воде материалов стенок камеры, для ионизационной камеры РТW 30002 с графитовыми стенками (толщина 0,083 г/см<sup>2</sup>) в зависимости от индекса качества**

$TPR_{10}^{20}$	$D_{20}/D_{10}$	$\alpha$	$s_{wall,air}$	$(M_{en}/c)_{w,wall}$	$s_{w,air}$	$p_{wall}$
0,50	0,44	0,68	1,008	1,120	1,135	0,996
0,53	0,47	0,64	1,007	1,114	1,134	0,993
0,56	0,49	0,56	1,003	1,113	1,132	0,992
0,59	0,52	0,50	1,000	1,113	1,130	0,992
0,62	0,54	0,44	0,996	1,113	1,127	0,993
0,65	0,56	0,36	0,992	1,114	1,123	0,994
0,68	0,58	0,30	0,987	1,115	1,119	0,995
0,70	0,60	0,26	0,984	1,115	1,116	0,996
0,72	0,61	0,24	0,979	1,117	1,111	0,996
0,74	0,63	0,22	0,973	1,119	1,105	0,997
0,76	0,65	0,20	0,967	1,121	1,099	0,997
0,7»	0,66	0,18	0,959	1,125	1,090	0,998
0,80	0,68	0,17	0,950	1,130	1,080	0,999
0,82	0,69	0,16	0,941	1,134	1,069	1,000
0,84	0,71	0,16	0,932	1,139	1,059	1,000
<sup>60</sup> Co		0,63	1,002	1,113	1,133	0,990

Таблица 4

**Часть ионизации  $\alpha$ , обусловленная электронами, возникающими в стенках камеры в соответствии с [5], отношения массовых тормозных способностей для материалов стенок и воздуха,  $s_{wall,air}$ . Для воды и воздуха,  $s_{w,air}$ , в соответствии с [3], отношения усредненных массовых энергетических коэффициентов поглощения для воды и материала стенок  $(M_{en}/c)_{w,wall}$  из [2] и рассчитанный коэффициент  $p_{wall}$ , учитывающий неэквивалентность воде материалов стенок камеры, для ионизационной камеры PTW 30001 со стенками из ПММА (толщина 0,053 г/см<sup>2</sup>) в зависимости от индекса качества**

$TPR_{10}^{20}$	$D_{20}/D_{10}$	$\alpha$	$s_{wall,air}$	$(M_{en}/c)_{w,wall}$	$s_{w,air}$	$p_{wall}$
0,50	0,44	0,56	1,105	1,031	1,135	1,002
0,53	0,47	0,48	1,104	1,031	1,134	1,002
0,56	0,49	0,40	1,102	1,030	1,132	1,001
0,59	0,52	0,32	1,099	1,030	1,130	1,001
0,62	0,54	0,27	1,096	1,031	1,127	1,001
0,65	0,56	0,22	1,091	1,031	1,123	1,000
0,68	0,58	0,18	1,087	1,032	1,119	1,000
0,70	0,60	0,16	1,084	1,033	1,116	1,001
0,72	0,61	0,15	1,079	1,035	1,111	1,001
0,74	0,63	0,14	1,073	1,038	1,105	1,001
0,76	0,65	0,13	1,066	1,041	1,099	1,001
0,78	0,66	0,12	1,057	1,045	1,090	1,002
0,80	0,68	0,12	1,047	1,051	1,080	1,002
0,82	0,69	0,12	1,037	1,056	1,069	1,003
0,84	0,71	0,12	1,027	1,062	1,059	1,004
<sup>60</sup> Co		0,47	1,102	1,030	1,133	1,001

Таблица 5

**Часть ионизации  $\alpha$ , обусловленная электронами, возникающими в стенках камеры в соответствии с [5], отношения массовых тормозных способностей для материалов стенок и воздуха,  $s_{wall,air}$ , для воды и воздуха,  $s_{w,air}$ , в соответствии с [3], отношения усредненных массовых энергетических коэффициентов поглощения для воды и материала стенок  $(M_{en}/c)_{w,wall}$  из [2] и рассчитанный коэффициент  $p_{wall}$ , учитывающий неэквивалентность воде материалов стенок камеры, для ионизационных камер PTW 31002 и 31003 со стенками из ПММА (толщина 0,083 и 0,089 г/см<sup>2</sup> соответственно) в зависимости от индекса качества**

$TPR^{20}_{10}$	$D_{20}/D_{10}$	$\alpha$	$s_{wall,air}$	$(M_{en}/c)_{w,wall}$	$s_{w,air}$	$p_{wall}$
0,50	0,44	0,68	1,105	1,031	1,135	1,003
0,53	0,47	0,64	1,104	1,031	1,134	1,002
0,56	0,49	0,56	1,102	1,030	1,132	1,002
0,59	0,52	0,50	1,099	1,030	1,130	1,001
0,62	0,54	0,44	1,096	1,031	1,127	1,001
0,65	0,56	0,36	1,091	1,031	1,123	1,001
0,68	0,58	0,30	1,087	1,032	1,119	1,001
0,70	0,60	0,26	1,084	1,033	1,116	1,001
0,72	0,61	0,24	1,079	1,035	1,111	1,001
0,74	0,63	0,22	1,073	1,038	1,105	1,002
0,76	0,65	0,20	1,066	1,041	1,099	1,002
0,78	0,66	0,18	1,057	1,045	1,090	1,002
0,80	0,68	0,17	1,047	1,051	1,080	1,003
0,82	0,69	0,16	1,037	1,056	1,069	1,004
0,84	0,71	0,16	1,027	1,062	1,059	1,005
<sup>60</sup> Co		0,63	1,102	1,030	1,133	1,001

Таблица 6

**Поправочные коэффициенты для измерений в водном фантоме ионизационными камерами в водонепроницаемом чехле из ПММА в зависимости от индекса качества, в соответствии с [4]**

Индекс качества $TPR^{20}_{10}$	Толщина чехла		
	5 мм	3 мм	1 мм
$^{60}\text{Co}$	1,001	1,001	-
0,60	1,001	1,001	-
0,70	-	-	-
0,72	1,001	-	-
0,74	1,002	1,001	-
0,76	1,003	1,002	-
0,78	1,004	1,003	1,001
0,80	1,005	1,004	1,001
0,82	1,008	1,005	1,002

Таблица 7

**Коэффициент в квадратичном приближении для вычисления  $p_{ion}$  по методу «двух напряжений» в импульсном пучке излучения в зависимости от отношения напряжений  $V_1/V_2$  в соответствии с [7]**

$V_1/V_2$	$a_1$	$a_2$	$a_3$
2,0	2,337	-3,636	2,299
2,5	1,474	-1,587	1,114
3,0	1,198	-0,875	0,677
3,5	1,080	-0,542	0,463
4,0	1,022	-0,363	0,341
5,0	0,975	-0,188	0,214

## Приложение Г

### ПРОТОКОЛ ИЗМЕРЕНИЙ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ В СТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ ДЛЯ ПУЧКОВ ФОТОНОВ ВЫСОКИХ ЭНЕРГИЙ

Дата \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ Клиника \_\_\_\_\_

1. Установка для дистанционной лучевой терапии \_\_\_\_\_

Номинальный ускоряющий потенциал \_\_\_\_\_ МВ и мощность дозы ускорителя \_\_\_\_\_ Гр/мин

Индекс качества  $TPR_{10}^{20} =$  \_\_\_ или  $D_{20}/D_{10} =$  \_\_\_\_\_

Глубина в воде эффективного центра ионизационной камеры \_\_\_ см

Размер поля  $10 \times 10$  см при РИП = \_\_\_ см

2. Ионизационная камера

Модель и заводской номер \_\_\_\_\_

Внутренний радиус \_\_\_ мм, смещение эффективного центра

$z_{P_{eff}} - z_p =$  \_\_\_ мм

Рабочее напряжение \_\_\_\_\_ В

Калибровочный коэффициент перехода к керме в воздухе

$N_k =$  \_\_\_\_\_ Гр/Кл при  $p_0 = 101,3$  кПа,  $t_0 = 20^\circ\text{C}$ ,

дата калибровки \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

3. Коррекция показаний прибора

Количество мониторных единиц \_\_\_ м.е. или время \_\_\_ мин

Показание	1	2	3	4	5	Среднее
$M_{uncorr} N_k$ Гр						

– на отклонение температуры и атмосферного давления от стандартных условий:

атмосферное давление  $p =$  \_\_\_ кПа, температура  $t =$  \_\_\_  $^\circ\text{C}$ ,

$p_p =$  \_\_\_\_\_

– на рекомбинацию ионов:

		1	2	3	4	5	Среднее
$V_1 =$	$M_1$						
$V_2 =$	$M_2$						

$$p_{ion} = \underline{\hspace{2cm}}$$

– на поляризацию:

		1	2	3	4	5	Среднее
$V_1=+$	$M_1$						
$V_2=-$	$M_2$						

$$p_{pol} = \underline{\hspace{2cm}}$$

Определение поглощенной дозы в воде

Откорректированное показание прибора:

$$M_u N_k = M_{uncorr} N_k p_{tp} p_{ion} p_{pol} = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Гр}$$

Коэффициент перехода от кермы в воздухе к поглощенной дозе в воде:  $C_{w,u} = \underline{\hspace{2cm}}$

Поглощенная доза в воде в стандартной точке:  $D_{w,u,ref} = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Гр}$

Процентная глубинная доза в стандартной точке:  $D_{\%,ref} = \underline{\hspace{2cm}} \%$

Поглощенная доза в воде на глубине максимума дозы:

$$D_{w,u,max} = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Гр}$$

Цена мониторной единицы  $\underline{\hspace{2cm}} \text{ сГр/м.е.}$

или опорная мощность дозы  $\underline{\hspace{2cm}} \text{ Гр/мин}$

Инженер-физик  $\underline{\hspace{2cm}}$       Руководитель лаборатории  $\underline{\hspace{2cm}}$