

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 № 8-9901

**БЕЛОРУССКИЙ ПРОТОКОЛ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ
В ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ ОРТОВОЛЬТНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ С ЭНЕРГИЕЙ
ФОТОНОВ НИЖЕ 0,3 МэВ**

Минск 1999

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

Авторы: д-р техн. наук, проф. И.Г. Тарутин, канд. техн. наук А.Г. Страх

Рецензент: канд. мед. наук Г.В. Чиж

Методические указания посвящены вопросу прецизионных измерений поглощенной дозы, создаваемой пучками фотонов на короткофокусных рентгенотерапевтических аппаратах типа РУМ-21 и аппаратах глубокой рентгенотерапии типа РУМ-17, 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 рентгенотерапевтическими аппаратами.

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

1. ВВЕДЕНИЕ

Предлагается разработанный на основе Голландского дозиметрического протокола с учетом рекомендаций Свода правил МАГАТЭ формализм для определения абсолютных поглощенных доз при рентгенотерапии низкоэнергетическим рентгеновским излучением (10–100 кВ) и рентгеновским излучением средней энергии (100–280 кВ).

Предлагаемая методика для низкоэнергетического рентгеновского излучения предполагает определение поглощенной дозы на поверхности водного фантома. Ее значение будет определяться посредством измерения кермы в воздухе (в отсутствие фантома) и применения соответствующих коэффициентов коррекции. Для измерений рекомендуется ионизационная камера типа РТW 23342 (фирма «РТW-Freiburg», Германия).

Для рентгеновского излучения средней энергии в качестве стандартных условий рекомендуется находить поглощенную дозу в воде на глубине 2 см. Для измерений рекомендуется ионизационная камера типа РТW 30001 той же фирмы.

Ионизационные камеры для определения абсолютных поглощенных доз должны быть откалиброваны в единицах воздушной кермы в лаборатории метрологии и дозиметрии (ЛМД) Минздрава РБ и пучках рентгеновского излучения. Физические показатели качества пучков, используемых при проверке приборов, должны быть как можно ближе к показателям качества пучков, используемых в рентгенотерапии.

2. УРАВНЕНИЯ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ПУЧКАХ НИЗКОЭНЕРГЕТИЧЕСКОГО РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Для определения поглощенной дозы используется процедура, разработанная А.Е. Nahum и R. T. Knight. Прежде всего с помощью поверенной ионизационной камеры измеряется керма в «свободном» воздухе, т.е. ионизационная камера расположена в точке на входе предполагаемой поверхности фантома (фантом при измерении отсутствует).

$$K_{air}^{free\ air} = M_u^{free\ air} N_k, \quad (1)$$

где $M_u^{free\ air}$ — скорректированное (на давление, температуру, влажность окружающего воздуха, с учетом эффектов поляризации и рекомбинации) показание ионизационной камеры при измерении в «свободном» воздухе;

N_k — калибровочный коэффициент перехода к керме в воздухе, полученный в пучке соответствующего качества.

Полученное значение должно быть преобразовано в керму в воде, которая равна с высокой степенью точности поглощенной дозе для данного поддиапазона энергий. Для этого необходимо рассчитать отношение массовых энергетических коэффициентов поглощения для воды и воздуха, усредненное по всему спектру энергии применяемого пучка рентгеновского излучения.

$$\left(\bar{\mu} / \rho\right)_{w / \text{air}}^{\text{free air}} = \frac{\int_0^{E_{\max}} \left(\mu_{\text{en}}(E) / \rho\right)_w E (d\Phi / dE)^{\text{free air}} dE}{\int_0^{E_{\max}} \left(\mu_{\text{en}}(E) / \rho\right)_{\text{air}} E (d\Phi / dE)^{\text{free air}} dE}, \quad (2)$$

где $(d\Phi / dE)^{\text{free air}}$ — дифференциальное спектральное распределение потока первичных фотонов рентгеновского излучения в «свободном» воздухе.

Преобразование кермы в воздухе в керму в воде при измерении в «свободном» воздухе можно выразить как

$$K_w^{\text{free air}} = K_{\text{air}}^{\text{free air}} \left(\bar{\mu}_{\text{en}} / \rho\right)_{w / \text{air}}^{\text{free air}}. \quad (3)$$

С физической точки зрения — керма в воде при измерении в свободном воздухе — представляет собой керму в воде, масса которой должна быть достаточно малой, чтобы не изменять поток первичных фотонов. Влияние облучаемой среды или фантома учитывается с помощью фактора обратного рассеяния B_w , который преобразует керму в воде при измерении в свободном воздухе в керму в воде поверхности полубесконечного водного фантома. Фактор обратного рассеяния зависит как от размера поля излучения, так и от расстояния источник-поверхность (РИП).

Итак, поглощенную дозу с учетом уравнений (1, 3) можно определить с помощью следующего выражения:

$$D_w = M_u^{\text{free air}} N_k B_w \left(\bar{\mu}_{\text{en}} / \rho\right)_{w / \text{air}}^{\text{free air}}. \quad (4)$$

Следует заметить, что последняя формула справедлива для измеренных значений $M_u^{\text{free air}}$, получаемых с помощью ионизационных камер, у которых толщина передней стенки обеспечивает электронное равновесие.

3. УРАВНЕНИЯ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ПУЧКАХ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ СРЕДНЕЙ ЭНЕРГИИ

От процедуры определения поглощенной дозы для низкоэнергетического рентгеновского излучения стандартные условия для определения абсолютной поглощенной дозы для рентгеновского излучения средней энергии отличаются прежде всего тем, что измерения должны проводиться в водном фантоме на определенной глубине, для определенного размера поля и РИП. Пучки рентгеновского излучения средней энергии, на которых должна проводиться поверка ионизационных камер, должны иметь характеристики как можно более близкие по качественным показателям (слой половинного ослабления и максимальное напряжение на рентгеновской трубке) к рентгеновскому излучению, на котором проводится рентгенотерапия.

Следует заметить, что спектр излучения в точке измерения на глубине в водном фантоме будет отличаться как по энергии, так и по угловому распределению от спектра в «свободном» воздухе, т.е. от условий, в которых проводилась поверка камеры. Это можно учесть с помощью коэффициента k_6 .

Вышеуказанное изменение спектра вызовет изменения в так называемом эффекте ножки камеры, который можно учесть с помощью коэффициента коррекции k_{st} .

При измерении в фантоме следует учитывать эффект возмущения окружающей среды, вызываемый воздушным объемом полости и материалом стенки ионизационной камеры, который учитывается с помощью коэффициента коррекции k_p .

Все эти коэффициенты сводят в один общий коэффициент коррекции $k_{ch} = k_6 k_{st} k_p$.

Таким образом, воздушная керма в фантоме в точке измерения (в предположении, что камера отсутствует) определяется следующим выражением:

$$K_{air}^d = M_u^d N_k k_{ch}, \quad (5)$$

где M_u^d — откорректированное (на давление, температуру, влажность окружающего воздуха, с учетом эффектов поляризации и рекомбинации) показание ионизационной камеры при измерении в фантоме в пучках рентгеновского излучения средней энергии;

N_k — калибровочный коэффициент перехода к керме в воздухе, полученный в ЛМД в пучке соответствующего качества.

Полученное значение должно быть преобразовано в керму в воде. Для этого необходимо рассчитать отношение массовых энергетических коэффициентов поглощения в воде и в воздухе, усредненное по всему спектру рентгеновского пучка излучения, действующего в точке измерения в фантоме.

$$\left(\bar{\mu}/\rho\right)_{w/air}^d = \frac{\int_0^{E_{max}} (\mu_{en}(E)/\rho)_w E (d\Phi/dE)^d dE}{\int_0^{E_{max}} (\mu_{en}(E)/\rho)_{air} E (d\Phi/dE)^d dE}, \quad (6)$$

где $(d\Phi/dE)^d$ — дифференциальное спектральное распределение потока первичных фотонов рентгеновского излучения в точке измерения на глубине d в фантоме.

Для данного поддиапазона энергий рентгеновского излучения значение кермы в воде с высокой степенью точности равно значению поглощенной дозы.

Таким образом, основным уравнением для определения поглощенной дозы в водном фантоме будет

$$D_w = M_u^d \cdot N_k \left(\bar{\mu}/\rho\right)_{w/air}^d \cdot k_{ch}. \quad (7)$$

4. СВОД ПРАВИЛ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДОЗЫ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НИЗКОЙ ЭНЕРГИИ

4.1. Стандартная ионизационная камера

Поглощенная доза в воде в стандартной точке должна определяться с помощью плоскопараллельной камеры типа РТW 23342 фирмы «РТW-Freiburg» (Германия).

4.2. Процедура калибровки

Ионизационная камера для определения абсолютных поглощенных доз должна быть поверена в единицах кермы в воздухе в ЛМД в пучках рентгеновского излучения низких энергий. Физические показатели качества пучков при поверке должны быть как можно ближе к показателям качества пучков, используемых в рентгенотерапии.

4.3. Характеристики качества пучка излучения

Качество пучка рентгеновского излучения низкой энергии должно определяться слоем половинного ослабления (СПО) (мм Al). В качестве дополнительного параметра используется максимальное напряжение на рентгеновской трубке V (кВ).

4.4. Условия измерений

Целью измерений является определение поглощенной дозы на поверхности водного фантома при облучении его пучком рентгеновского излучения низкой энергии. Поглощенная доза определяется путем измерения кермы в «свободном» воздухе (в отсутствие фантомами преобразования ее в поглощенную дозу в воде. Размер поля излучения должен быть 3×3 см. При этом стандартная точка, в которой проводится измерение, должна располагаться на оси пучка на расстоянии, равном обычно используемому РИП.

4.5. Определение поглощенной дозы на поверхности водного фантома

Поглощенная доза в воде на поверхности водного фантома определяется из следующего выражения:

$$D_w = M_u^{free\ air} N_k B_w \left(\bar{\mu}_{en} / \rho \right)_{w/air}^{free\ air}, \quad (8)$$

где D_w — поглощенная доза в воде на поверхности водного фантома, если его поверхность совпадает со стандартной точкой;

$M_u^{free\ air}$ — скорректированное (на давление, температуру, влажность окружающего воздуха, с учетом эффектов поляризации и рекомбинации) показание ионизационной камеры при измерении в «свободном» воздухе на рентгенотерапевтическом аппарате.

N_k — калибровочный коэффициент перехода к керме в воздухе, полученный в ЛМД в пучке соответствующего качества;

B_w — фактор обратного рассеяния (отношение кермы в воде на поверхности фантома к керме в воде в этой же точке при удалении фантома). Фактор B_w приведен в табл. 1 Приложения.

$\left(\bar{\mu}_{en} / \rho \right)_{w/air}^{free\ air}$ — отношение массовых энергетических коэффициентов поглощения для воды и воздуха, усредненное по всему спектру энергий рентгеновского излучения в «свободном» воздухе (приведено в табл. 2 Приложения).

5. СВОД ПРАВИЛ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДОЗЫ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ СРЕДНЕЙ ЭНЕРГИИ

5.1. Стандартная ионизационная камера

Поглощенная доза в воде в стандартной точке на глубине 2 см должна определяться с помощью цилиндрической ионизационной камеры типа PTW 30001 фирмы «PTW-Freiburg» (Германия).

5.2. Процедура калибровки

Ионизационная камера для определения абсолютных поглощенных доз должна быть поверена в единицах кермы в воздухе в ЛМД в пучках рентгеновского излучения. Физические показатели качества пучков при поверке ионизационной камеры должны быть как можно ближе к показателям качества пучков, используемых в рентгенотерапии.

5.3. Характеристики качества пучка излучения

Качество пучка рентгеновского излучения средней энергии должно определяться СПО (мм Си или А1). В качестве дополнительного параметра используется максимальное напряжение на рентгеновской трубке V (кВ).

5.4. Условия измерений

Целью измерений является определение поглощенной дозы в стандартной точке в водном фантоме. Поглощенная доза определяется путем измерения кермы в воздухе в стандартной точке в водном фантоме и преобразования ее в поглощенную дозу в воде. Поверхность фантома располагается перпендикулярно оси пучка на обычно применяемом РИП. Размер поля на поверхности фантома должен быть равен 10×10 см. Стандартная точка располагается на оси пучка на глубине d, равной 2 см. Геометрический центр ионизационной камеры совпадает со стандартной точкой. Камера должна быть снабжена водонепроницаемой оболочкой из ПММА (плексиглас) или полиэтилена толщиной не более 1,5 мм.

5.5. Определение поглощенной дозы в воде в стандартной точке

Поглощенная доза в водном фантоме определяется из следующего выражения:

$$D_w = M_u^d \cdot N_k \left(\bar{\mu}_{en} / \rho \right)_{w/air}^d \cdot k_{ch}, \quad (9)$$

где D_w — поглощенная доза в воде при облучении пучком рентгеновского излучения в стандартной точке, совпадающей с геометрическим центром ионизационной камеры, когда камера замещается водой;

M_u^d — скорректированное (на давление, температуру, влажность окружающего воздуха, с учетом эффектов поляризации и рекомбинации) показание ионизационной камеры при измерении в водном фантоме;

N_k — калибровочный коэффициент перехода к керме в воздухе, полученный в ЛМД в пучке соответствующего качества;

$(\bar{\mu}_{en} / \rho)_{w/air}^d$ — отношение массовых энергетических коэффициентов поглощения для воды и воздуха, усредненное по всему спектру энергий рентгеновского излучения в воде на стандартной глубине $d = 2$ см (приведено в табл. 3 Приложения);

k_{ch} — общий коэффициент коррекции для ионизационной камеры. $k_{ch} = 1,02$ для камеры РТW 30001.

5.6. Водный фантом

В качестве фантома применяется пустотелый куб из ПММА (30×30×30 см), заполненный водой.

6. КОММЕНТАРИИ

6.1. Выбор ионизационной камеры

Для того чтобы предотвратить влияние различий в спектральном составе пучков излучения, на которых проводится калибровка камеры и пучков, используемых непосредственно в рентгенотерапии, выбранная камера должна иметь малый ход с жесткостью.

Другим важным вопросом является возможное различие между размером пучка, применяемого при калибровке камеры, и размером рентгенотерапевтического пучка излучения. Поэтому чувствительность камеры должна быть независима от размера пучка в определенных пределах. В Голландском своде правил проведено сравнение различных камер по их чувствительности к размеру пучка и рекомендованы к применению две плоскопараллельные камеры РТW 23342 и NE2532/3 для измерений в пучках рентгеновского излучения низких энергии.

В этом документе отмечается, что толщина переднего окна из полиэтилена недостаточна для того, чтобы создать условия электронного равновесия в диапазоне энергий 50–100 кэВ, и предлагается 6 дополнительных фольг из полиэтилена, толщина которых зависит от энергии пучка. Конечно, обоснованность такого подхода несомненна, тем более, что эти фольги снимают влияние вторичного излучения, загрязняющего пучки излучения в результате взаимодействия первичного рентгеновского излучения с материалом тубуса. Однако применение в нашей практике дополнительных фольг встретится с определенными затруднениями из-за того, что процесс калибровки в ЛМД необходимо проводить с таким же набором дополнительных фольг.

В настоящем протоколе для рентгеновского излучения низких энергий в качестве стандартной камеры отобрана плоскопараллельная ионизационная камера РТW 23342 по следующим причинам:

1. Эта камера входит в комплект дозиметрического прибора UNIDOS, которым снабжены все основные организации, обслуживающие лучевую терапию в Республике Беларусь.

2. Камера снабжена сертификатом ЛМД, в котором указаны значения калибровочного коэффициента перехода к керме в воздухе в широком диапазоне используемых на практике энергий рентгеновского излучения низких энергий.

Для рентгеновского излучения средней энергии наилучшей ионизационной камерой, которая может служить в качестве стандартной, выбрана ионизационная камера РТW 30001, входящая в комплект клинического дозиметра UNIDOS.

6.2. Процедура калибровки

Очень важно, чтобы калибровка ионизационных камер проводилась в пучках с такими же спектральными показателями, как и у применяемых в рентгенотерапии. Поэтому в ряде дозиметрических протоколов, например, в Своде правил МАГАТЭ и Голландском протоколе, предлагаются соответствующие таблицы с выбранной шкалой качества как для мягкого рентгеновского излучения, так и для глубокой рентгенотерапии. Для каждой строки таблицы, характеризующейся СПО и максимальным напряжением на рентгеновской трубке, проводятся измерения калибровочного коэффициента перехода к керме в воздухе.

Анализ свидетельств о ведомственной поверке в лабораториях метрологии и дозиметрии бывшего Советского Союза показал, что используемая в них шкала качественных показателей значительно отличается от вышеприведенных западно-европейских протоколов. Это может быть связано с тем, что отечественные рентгенотерапевтические аппараты по своим спектральным характеристикам значительно отличаются от зарубежных. В то же время анализ таблиц отношений массовых энергетических коэффициентов поглощения вода/воздух, коэффициента камеры NE 2571, приведенных в Голландском протоколе, показал, что эти величины сильно зависят от СПО и при фиксированном СПО практически не зависят от напряжения на трубке. Поэтому чтобы уменьшить погрешности определения поглощенных доз при использовании западно-европейских сертификатов на ионизационные камеры, рекомендуется использовать в качестве характеристики рентгенотерапевтического пучка ее основную характеристику — СПО. Такой подход позволяет заказывать проведение калибровки камер не только в известных лабораториях метрологии и дозиметрии России, но и в лабораториях стандартизации западно-европейских стран.

6.3. Характеристики пучка

Учитывая доводы, приведенные в пункте 6.2, основной характеристикой следует считать СПО, выраженный в мм А1 для рентгеновского излучения низкой энергии и мм Си для рентгеновского излучения средней энергии. Дополнительной характеристикой можно считать напряжение на рентгеновской трубке V (кВ).

6.4. Определение поглощенной дозы

В табл. 1 приводятся значения фактора обратного рассеяния в зависимости от СПО для рентгеновского излучения низкой энергии, диаметра поля, РИП. Эти таблицы, взятые из Голландского протокола, разработаны на основе данных, опубликованных U. Grosswendt.

В табл. 2 приводятся значения отношений массовых энергетических коэффициентов поглощения в воде и воздухе, рассчитанные для спектра рентгеновского излучения в диапазоне низких энергий в «свободном» воздухе в зависимости от СПО.

В табл. 3 приводятся значения отношений массовых коэффициентов поглощения в воде и воздухе, рассчитанные для спектра рентгеновского излучения в диапазоне средних энергий на глубине d в воде и общего коэффициента камеры в зависимости от СПО. Следует отметить, что эти значения получены из соответствующих величин, взятых из Голландского протокола, путем исключения слабой их зависимости от напряжения на трубке методом их усреднения в соответствии с обоснованием, приведенным в пункте 6.2.

Значения величин отношений массовых коэффициентов были рассчитаны в работах методом Монте-Карло для СПО от 0,02 мм Cu до 4,2 мм Cu в диапазоне напряжений на рентгеновской трубке 50–250 кВ, учитывалось спектральное распределение на глубине 2 см в воде при размере поля на поверхности воды 10×10 см.

Анализ расчетов общего коэффициента камеры, представленных в Своде правил МАГАТЭ, показал, что его численное значение в диапазоне напряжений на рентгеновской трубке 70–250 кВ прежде всего определяется возмущением среды, вызванным воздушным объемом и материалом стенки камеры. Если учитывать, что объем ионизационной камеры NE 2571 равен объему выбранной в качестве стандартной PTW 30001, а значение коэффициента k_{ch} в диапазоне напряжений на рентгеновской трубке 100–250 кВ колеблется в пределах 1%, то можно использовать усредненное значение общего коэффициента камеры $k_{ch} = 1,02$.

6.5. Определение поглощенных доз в тканях организма

Следует заметить, что в отличие от данного протокола, в котором поглощенная доза определяется только в воде, в некоторых давних протоколах, где поглощенная доза определялась из преобразования рентген/рад, даются соответствующие таблицы для определения поглощенных дозы не только в воде, но и в тканях (мускулы, кости), например, доклад ICRU 17. В рассматриваемом диапазоне энергий рентгеновского излучения поглощенная доза в тканях может довольно значительно отличаться от поглощенной дозы в воде.

В первом приближении для определения поглощенной дозы в ткани можно воспользоваться таблицами отношений массовых коэффициентов ткань–вода. Для мускульной ткани это отношение изменяется от 0,99 (СПО = 3,4 мм Cu) до 1,03 (СПО = 0,7 мм Al). Для костной ткани эта зависимость от энергии значительно выше.

7. ПРИЛОЖЕНИЕ

Таблица 1

*Фактор обратного рассеяния в зависимости от СПО для рентгеновского излучения низких энергий,
диаметра поля, РИП*

РИП	Диаметр поля (см)	СПО (мм Al)											
		0,10	0,15	0,2	0,3	0,4	0,6	0,8	1,0	1,5	2	3	4
7	1	1,014	1,020	1,023	1,029	1,033	1,039	1,043	1,046	1,052	1,056	1,061	1,060
	2	1,018	1,028	1,035	1,045	1,053	1,066	1,075	1,083	1,097	1,107	1,119	1,118
	3	1,019	1,030	1,039	1,051	1,061	1,078	1,091	1,101	1,123	1,139	1,157	1,157
	4	1,019	1,031	1,040	1,054	1,064	1,084	1,100	1,114	1,141	1,160	1,185	1,188
	5	1,019	1,031	1,041	1,055	1,066	1,089	1,107	1,123	1,154	1,176	1,207	1,213
10	1	1,014	1,020	1,024	1,030	1,034	1,039	1,043	1,046	1,052	1,056	1,062	1,059
	2	1,019	1,028	1,035	1,044	1,052	1,066	1,075	1,083	1,096	1,106	1,120	1,118
	3	1,019	1,029	1,038	1,051	1,061	1,079	1,093	1,103	1,123	1,137	1,159	1,161
	4	1,019	1,031	1,041	1,054	1,065	1,087	1,103	1,117	1,143	1,162	1,188	1,195
	5	1,019	1,032	1,042	1,057	1,069	1,093	1,111	1,126	1,158	1,180	1,211	1,221

Окончание таблицы 1

20	1	1,014	1,020	1,024	1,030	1,034	1,040	1,044	1,047	1,053	1,058	1,061	1,059
	2	1,018	1,028	1,035	1,046	1,054	1,066	1,076	1,084	1,098	1,108	1,116	1,118
	3	1,020	1,031	1,040	1,052	1,062	1,079	1,093	1,105	1,126	1,140	1,158	1,162
	4	1,020	1,032	1,042	1,056	1,067	1,088	1,105	1,120	1,147	1,167	1,191	1,198
	5	1,020	1,033	1,044	1,059	1,071	1,094	1,113	1,132	1,164	1,186	1,215	1,226
	10	1,020	1,034	1,045	1,062	1,076	1,105	1,131	1,156	1,205	1,240	1,291	1,318
	15	1,020	1,034	1,046	1,063	1,077	1,108	1,135	1,163	1,218	1,258	1,322	1,357
30	1	1,015	1,020	1,024	1,028	1,032	1,038	1,043	1,047	1,054	1,059	1,063	1,061
	2	1,018	1,025	1,035	1,045	1,053	1,065	1,075	1,084	1,099	1,109	1,120	1,122
	3	1,019	1,030	1,039	1,052	1,062	1,079	1,094	1,108	1,128	1,142	1,164	1,167
	4	1,020	1,032	1,042	1,055	1,066	1,087	1,104	1,121	1,148	1,167	1,197	1,207
	5	1,020	1,033	1,043	1,058	1,070	1,093	1,112	1,131	1,163	1,185	1,221	1,238
	10	1,020	1,034	1,045	1,062	1,076	1,105	1,131	1,158	1,207	1,243	1,299	1,334
	15	1,020	1,034	1,046	1,063	1,077	1,109	1,138	1,166	1,222	1,262	1,333	1,383
	20	1,020	1,034	1,046	1,063	1,077	1,110	1,140	1,170	1,229	1,271	1,351	1,406

Таблица 2

**Отношения массовых коэффициентов
в воде и воздухе для рентгеновского излучения низкой
энергии в зависимости от СПО**

СПО (мм А1)	$(\bar{\mu}_{en} / \rho)_{w/air}^{free\ air}$
0,10	1,048
0,15	1,045
0,2	1,041
0,3	1,036
0,4	1,033
0,5	1,030
0,6	1,027
0,8	1,024
1,0	1,021
1,5	1,018
2	1,017
3	1,023
4	1,028

Таблица 3

**Отношения массовых коэффициентов в воде и воздухе
для рентгеновского излучения средней энергии на глубине
2 см в воде для поля 10×10 см в зависимости от СЛО**

СПО (мм Cu)	СПО (мм А1)	$(\bar{\mu}_{en} / \rho)_{w/air}^d$
0,10	2,8	1,027
0,15	3,7	1,029
0,2	4,4	1,033
0,3	6,1	1,037
0,4	7,8	1,040
0,5	9,1	1,045
0,6		1,050
0,8		1,058
1,0		1,062
1,5		1,072
2		1,082
3		1,093
4		1,103
5		1,112

**ПРОТОКОЛ ИЗМЕРЕНИЙ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ
ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ В СТАНДАРТНЫХ
УСЛОВИЯХ ДЛЯ ПУЧКОВ ФОТОНОВ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НИЗКИХ ЭНЕРГИЙ
(10–100 кВ)**

Дата ___ / ___ / ___ Клиника _____

1. Плоскопараллельная ионизационная камера

Модель и заводской номер _____

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 ___ / ___ /

**Таблица значений фактора K_c , учитывающего
зависимость N_k от СПО¹**

Напряжение (кВ)	РИП (см)	Размер поля (см)	СПО (мм А1)	K_c
	30	3×3		

2. Коррекция показаний прибора

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 $t =$ _____ °C,

$p_{tr} =$ _____

– на рекомбинацию ионов:

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

$p_{ion} =$ _____

– на поляризацию:

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

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

Откорректированное показание прибора:

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

Таблица значений мощности поглощенной дозы P_w

Аппарат лучевой терапии (тип, №)	Напря- жение (кВ)	Фильтр (мм)	Ток (мА)	СПО (мм)	Тубус	Глу- бина (см)	P_w (Гр/мин)

Инженер-физик _____ Руководитель лаборатории _____

¹ Поскольку номинальное значение калибровочного коэффициента перехода к керме в воздухе N_k вводится в память дозиметрического прибора UNIDOS при его поверке в ПДЛ, то при определении дозы по формулам (8, 9) Национального протокола необходимо вместо значения N_k использовать фактор K_c , учитывающий зависимость N_k от СПО. Фактор K_c должен быть определен при поверке прибора в ПДЛ и содержится в сертификате камеры.

**ПРОТОКОЛ ИЗМЕРЕНИЙ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ
ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ В СТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ ДЛЯ ПУЧКОВ ФОТОНОВ
(100–280 кВ)**

Дата ___/___/___ Клиника _____

1. Цилиндрическая ионизационная камера

Модель и заводской номер _____

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 ___/___/

Таблица значений фактора K_c , учитывающего зависимость N_k от СПО'

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

2. Коррекция показаний прибора

Время ___ мин

Напряжение (кВ)	РИП (см)	Размер поля (см)	СПО (мм Cu)	K_c
	100	10×10		

– на отклонение температуры и атмосферного давления от стандартных условий:
атмосферное давление $p =$ _____ кПа, температура $t =$ _____ °C,

$p_{tp} =$ _____

– на рекомбинацию ионов:

		1	2	3	4	5	Среднее
$V_1 =$	M						
$V_2 =$	M						

$p_{ion} =$ _____

– на поляризацию:

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

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

Откорректированное показание прибора:

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

3. Определение поглощенной дозы или мощности поглощенной дозы в воде

Таблица значений мощности поглощенной дозы P_w

Аппарат лучевой терапии (тип, №)	Напря- жение (кВ)	Фильтр (мм)	Ток (мА)	СПО (мм)	Тубус	Глу- бина (см)	P_w (Гр/мин)

Инженер-физик _____ Руководитель лаборатории _____

¹ Поскольку номинальное значение калибровочного коэффициента перехода к керме в воздухе N_k вводится в память дозиметрического прибора UNIDOS при его поверке в ПДЛ, то при определении дозы по формулам (8, 9) Национального протокола необходимо вместо значения N_k использовать фактор K_c , учитывающий зависимость N_k от СПО. Фактор K_c должен быть определен при поверке прибора в ПДЛ и содержится в сертификате камеры.

² Для рентгеновского излучения средней энергии рекомендуется вносить в эту графу два значения мощности поглощенной дозы: на глубине 2 см $P_w(2)$ и на поверхности. Мощность поглощенной дозы на поверхности облучения $P_w(0)$ для диапазона 100–280 кВ определяется по следующей формуле:

$$P_w(0) = P_w(2) / ПГД,$$

где $P_w(0)$ — мощность поглощенной дозы на поверхности водного фантома;

$P_w(2)$ — мощность поглощенной дозы на глубине 2 см в водном фантоме, найденная по формуле (9);

ПГД — процентная глубинная доза на глубине 2 см. Значения ПГД можно взять из таблиц процентных глубинных доз, прилагаемых к рентгенотерапевтическому аппарату.