

**Измерение дозиметрических параметров
рентгенотерапевтических аппаратов
с напряжением генерации пучков
рентгеновского излучения
от 10 до 300 кВ**

Методические рекомендации



Томск
Издательство Томского государственного университета
2023

УДК 616-71:621.386.82(076.5)

ББК 34.967:31.42-5я7

ИЗ7

Измерение дозиметрических параметров рентгенотерапевтических аппаратов с напряжением генерации пучков рентгеновского излучения от 10 до 300 кВ : методические рекомендации / сост.: канд. техн. наук А.Ю. Смыслов, В.В. Захаров, канд. физ.-мат. наук Е.С. Сухих. – Томск : Издательство Томского государственного университета, 2023. – 60 с.

ISBN 978-5-907722-11-8

В настоящее время в России отсутствует национальный стандарт проведения дозиметрических измерений на рентгенотерапевтических аппаратах с энергией излучения от 10 до 300 кВ, что существенно затрудняет работу на них как медицинских физиков, так и врачей-радиотерапевтов. Представленные методические рекомендации предлагают стандартизировать и установить единые правила проведения медицинскими физиками дозиметрических измерений на рентгенотерапевтических аппаратах, их периодичность, расчет погрешностей и оформление полученных результатов. Также данные рекомендации включают обширные данные по общим вопросам дозиметрии на рентгенотерапевтических аппаратах и дополнительную информацию по инструментам и оборудованию, которое можно использовать для данного вида работ.

Для медицинских физиков и дозиметристов.

УДК 616-71:621.386.82(076.5)

ББК 34.967:31.42-5я7

Рецензенты:

доктор физико-математических наук, профессор, заведующий кафедрой физики ускорителей и радиационной медицины физического факультета

МГУ им. Ломоносова *А.П. Черняев*;

кандидат физико-математических наук, заведующий отделением медицинской физики ООО «Медскан» *А.Н. Моисеев*

© Смыслов А.Ю., Захаров В.В., Сухих Е.С. (составление), 2023

© ФГБУ Российский научный центр рентгенорадиологии
Министерства здравоохранения Российской Федерации, 2023

© ООО «ИЗОТОП РК», 2023

© Национальный исследовательский
Томский политехнический университет, 2023

© Научно-исследовательский институт онкологии,

Томский национальный исследовательский
медицинский центр Российской академии наук, 2023

ISBN 978-5-907722-11-8

Рекомендации подготовлены:

Федеральным государственным бюджетным учреждением «Российский научный центр рентгенорадиологии» Министерства здравоохранения Российской Федерации (директор – академик РАН, профессор В.А. Солдкий); ООО «ИЗОТОП РК» (директор – Д.М. Муладжанов), Федеральным государственным автономным образовательным учреждением высшего образования «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» (и.о. ректора – д-р физ.-мат. наук Л.Г. Сухих), Научно-исследовательским институтом онкологии, Томским национальным исследовательским медицинским центром Российской академии наук (директор – академик РАН, профессор Е.Л. Чойнзонов).

СОСТАВ РАБОЧЕЙ ГРУППЫ**Методические рекомендации**

«Измерение дозиметрических параметров рентгенотерапевтических аппаратов с напряжением генерации пучков рентгеновского излучения от 10 до 300 кВ»

№	Фамилия, имя, отчество	Ученая степень, звание	Занимаемая должность	Место работы
1	Смыслов Алексей Юрьевич	канд. техн. наук	Старший научный сотрудник	ФГБУ «РНЦРР» МЗ РФ
2	Захаров Владислав Валентинович		Руководитель испытательной лаборатории	ООО «ИЗОТОП РК»
3	Сухих Евгения Сергеевна	канд. физ.-мат. наук	Директор	Научно-образовательный Референс-центр «Технологии ионизирующего излучения в радиологии, лучевой терапии и ядерной медицине» ТПУ
			Научный сотрудник	НИИ онкологии Томского НИМЦ РАН

Оглавление

Введение	5
1. Область применения	6
2. Нормативные ссылки	6
3. Термины и определения	6
4. Условные обозначения и сокращения	7
5. Общие положения	7
6. Показатели точности измерений	24
7. Средства измерений и вспомогательные устройства	24
8. Условия выполнения измерений	25
9. Требования к персоналу	25
10. Требования к безопасности	26
11. Порядок выполнения измерений	26
12. Обработка результатов измерений	37
13. Оформление результатов измерений	40
14. Контроль точности измерений	43
15. Периодичность проведения измерений	44
Библиография	46
Приложения	49
<i>Приложение 1.</i> Связь между кермой в воздухе и поглощенной дозой в воде	49
<i>Приложение 2.</i> Краткие сведения о современных ИК, наиболее часто используемых для дозиметрии РИ	53
<i>Приложение 3.</i> Краткие сведения о твердотельных водно-эквивалентных фантомах	55

Введение

Настоящие методические указания распространяются на рентгенотерапевтические аппараты (РТА) с напряжением генерации от 10 до 300 кВ и определяют методы и средства измерения дозиметрических характеристик пучков излучения тестируемого аппарата.

К основным характеристикам пучков излучения относятся: слой половинного ослабления (СПО), который служит качественной характеристикой спектрального состава излучения, и поглощенная доза в воде, полученная с использованием водных или водно-эквивалентных фантомов в строго определенных геометрических условиях. Дополнительными характеристиками, которые могут оказать влияние на дальнейшее использование РТА в клинической практике, это воспроизводимость качества излучения, линейность радиационного выхода и ошибка таймера.

На этапе подготовки к дозиметрии на пучках рентгеновского излучения проводят контроль электротехнических и механических параметров РТА, которые могут повлиять на точность определения характеристик пучка.

Согласно данной методике, измерение дозиметрических характеристик пучков рентгеновского излучения необходимо проводить на всех вновь устанавливаемых РТА, а также после замены рентгеновской трубки, проходной мониторной камеры, замены или закупки дополнительных фильтров, ремонта и наладки других элементов аппарата, могущих повлечь изменение характеристик пучка излучения. При закупке дополнительных аппликаторов необходимо провести их калибровку перед клиническим использованием.

Периодичность измерений параметров пучков РТА при его нормальном функционировании описана в разд. 15 настоящих методических указаний.

1. Область применения

Настоящий документ устанавливает рекомендуемую методику и требования, относящиеся к условиям измерений при проведении клинической дозиметрии на РТА с напряжением генерации рентгеновского излучения от 10 до 300 кВ.

2. Нормативные ссылки

В настоящей методике учтены рекомендации следующих документов:

1. НРБ-99/2009. Нормы радиационной безопасности.
2. ОСПОРБ-99/2010. Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности.
3. ГОСТ Р 50267.8-93 (МЭК 601-2-8-87). Изделия медицинские электрические. Частные требования безопасности к терапевтическим рентгеновским аппаратам напряжением от 10 кВ до 1 МВ. Ч. 2. ИПК Издательство стандартов, 2001.
4. ГОСТ Р 57498-2017. Аппараты рентгеновские терапевтические, работающие в диапазоне анодного напряжения от 10 до 300 кВ. Технические требования для государственных закупок.
5. СанПиН 2.6.1.1192-03. Гигиенические требования к устройству и эксплуатации рентгеновских кабинетов, аппаратов и проведению рентгенологических исследований. Санитарные правила и нормы.

3. Термины и определения

Керма (Kinetic Energy Released in Material) – величина, характеризующая энергию, переданную косвенно ионизирующим излучением заряженным ионизирующим частицам в пределах рассматриваемого объема [25].

Поглощенная доза – величина, характеризующая фактически поглощенную энергию в некотором объеме вещества в результате взаимодействия ионизирующего излучения с этим веществом [25].

Слой половинного ослабления – толщина слоя дополнительного вещества (Al или Cu), который ослабляет первоначальный пучок рентгеновского излучения в два раза.

Геометрия измерения – взаимное расположение элементов рентгенотерапевтического аппарата и дозиметрического измерительного оборудования.

Условия измерения – условия, при которых проводятся измерения, такие как температура окружающей среды, атмосферное давление, время и геометрия измерений.

Режим работы рентгенотерапевтического аппарата – определенное заводом изготовителем или инженером-наладчиком сочетание напряжения, тока и дополнительного фильтра для получения определенного качества и мощности дозы пучка рентгеновского излучения.

4. Условные обозначения и сокращения

РИ – рентгеновское излучение

РТА – рентгенотерапевтический аппарат

СПО – слой половинного ослабления

РИП – расстояние источник–поверхность

ИК – ионизационная камера

5. Общие положения

5.1. Генерация рентгеновского излучения

Рентгеновское излучение – фотонное излучение, состоящее из тормозного и характеристического излучений. РИ занимает спектральную область между гамма- и ультрафиолетовым излучением с длиной волны от 10^{-3} до 100 нм и энергией от 100 эВ до 0,1 МэВ.

Рентгеновская трубка в общем случае состоит из стеклянного баллона, в котором создается вакуум, и двух электродов – анода и катода (рис. 1). Пучок электронов, исходящий от катода и ускоренный разностью потенциалов между анодом и катодом, падает на наклонный вольфрамовый анод. Рентгеновское излучение генерируется в результате взаимодействия пучка ускоренных электронов с атомами мишени и имеет сложный характер спектра, который содержит как тормозную, так и характеристическую компоненты.

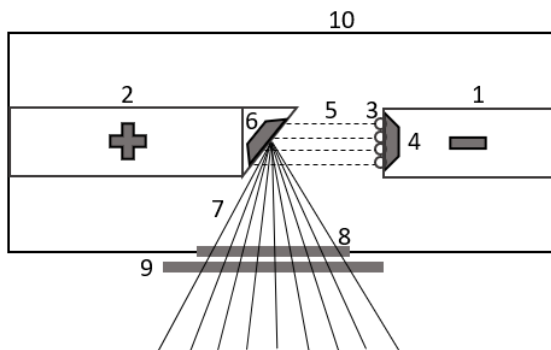


Рис. 1. Схема устройства рентгеновской трубки: 1 – катод; 2 – анод; 3 – вольфрамовая нить накала; 4 – фокусирующая чашечка катода; 5 – поток электронов; 6 – вольфрамовая мишень; 7 – рентгеновский пучок; 8 – бериллиевое окно; 9 – основной фильтр из Al или Cu; 10 – металлический корпус с вакуумом внутри

Тормозное излучение – фотонное излучение с непрерывным энергетическим спектром, возникающее при уменьшении кинетической энергии заряженных частиц. Длина волны тормозного рентгеновского излучения от 10^{-8} до 10^{-12} м и частотой от 3×10^{16} до 3×10^{19} Гц. Тормозное излучение образуется в результате потери кинетической энергии электрона (торможении) в электрическом поле атома мишени и испускании тормозного фотона (рис. 2). Данный вид излучения имеет максимум и резкую границу со стороны коротких волн (рис. 3).

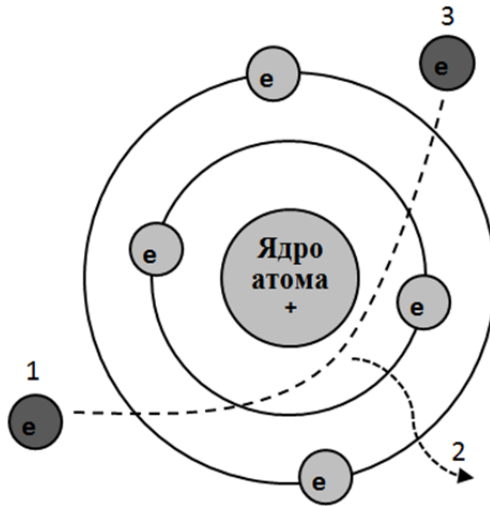


Рис. 2. Схема образования тормозного излучения: 1 – электрон от нити накала катода тормозится в электрическом поле атома мишени; 2 – в результате резкого торможения ускоренного электрона образуется квант рентгеновского излучения; 3 – электрон может вступать во взаимодействие с другими атомами мишени, образуя дополнительные кванты рентгеновского излучения

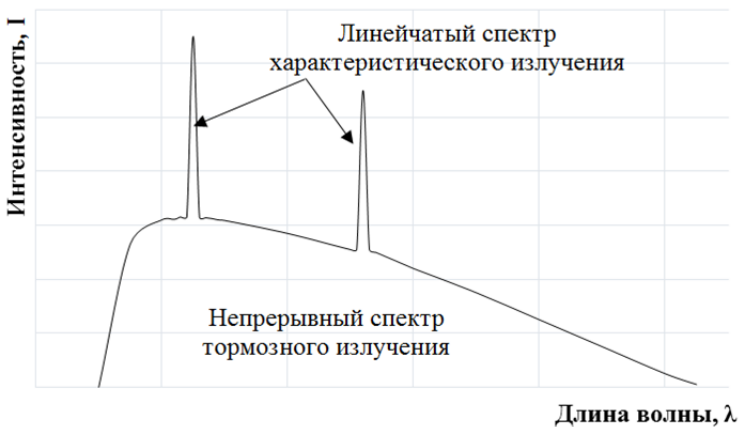


Рис. 3. Спектры тормозного и характеристического излучения

Высота максимума и интегральная интенсивность излучения монотонно растут с увеличением ускоряющего напряжения U между анодом и катодом рентгеновской трубки. Положение коротковолновой границы непрерывного рентгеновского спектра не зависит от материала анода и определяется только напряжением U .

Характеристическое излучение – фотонное излучение с дискретным энергетическим спектром, возникающее при изменении энергетического состояния электронов атома. Обычно это происходит при переходах электронов с внешних оболочек атома на внутренние, более близко расположенные к ядру; К, L, M, N, O – оболочки (рис. 4).

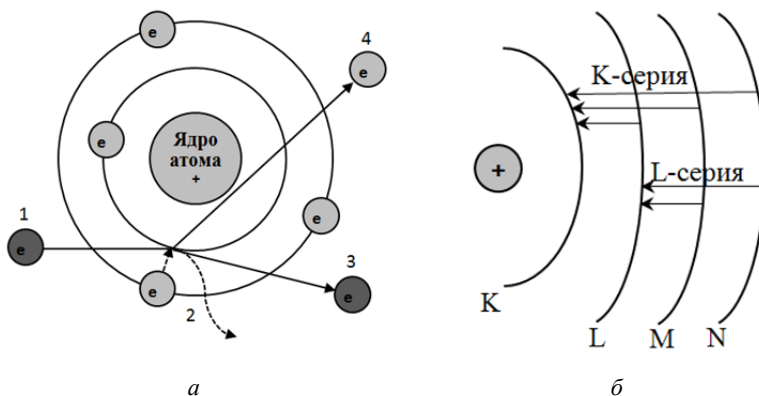


Рис. 4. Схема образования характеристического излучения (а);
б – схема возможных К- и L-переходов в атоме

При этом длина волны характеристического излучения, испускаемого химическим элементом, зависит от атомного номера элемента. Чем больше атомный номер элемента, тем меньше длина волны характеристической линии. Самая коротковолновая серия называется *K*-серией. Для большинства химических элементов хорошо различаются 3 пика данной серии в порядке убывания интенсивности спектральных линий – K_α , K_β , K_γ . Длины волн *L*-серии

в несколько раз больше, чем длины волн K -серии, при этом интенсивность линий L -серии, как правило, меньше, чем интенсивность линий K -серии того же химического элемента, находящегося в тех же условиях.

В общем случае генерация РИ происходит следующим образом: пучок электронов, исходящий от катода, фокусируется на небольшую область анода диаметром приблизительно 7–12 мм, где после взаимодействия с материалом анода происходит испускание фотонов в телесный угол 4π . При этом полезный пучок выходит приблизительно в пределах угла 40° . Таким образом, значительная часть фотонов поглощается внутри анода и другими различными конструктивными элементами трубки. Также существует вероятность фотопоглощения этих фотонов с испусканием характеристического излучения вольфрама линий K - или L -серии, если энергия фотона выше соответственно K - или L -скачка поглощения материала анода – вольфрама. Кроме того, генерация характеристического излучения может происходить и при взаимодействии первоначального пучка электронов с материалом анода. Однако в конечном итоге доля характеристических фотонов по сравнению с числом тормозных обычно невелика.

Далее полезный пучок проходит через выходное бериллиевое окно рентгеновской трубки, плоскопараллельную ИК монитор и дополнительные фильтры, установленные для поглощения низкоэнергетической составляющей пучка. Для формирования поля облучения и обеспечения постоянства расстояния источник–поверхность используются специальные аппликаторы, которые одним концом устанавливаются на рентгеновскую трубку, а другим концом придвигаются вплотную к телу пациента.

5.2. Рентгенотерапевтические аппараты

РТА предназначены для лечения как опухолевых, так и неопухолевых заболеваний. Условно их можно разделить на несколько типов:

- аппараты для близкофокусной рентгенотерапии – до 100 кВ;
- аппараты для ортовольтовой рентгенотерапии – от 100 до 300 кВ;
- комбинированные аппараты, которые поддерживают как низкие, так и средние энергии генерации рентгеновского излучения.

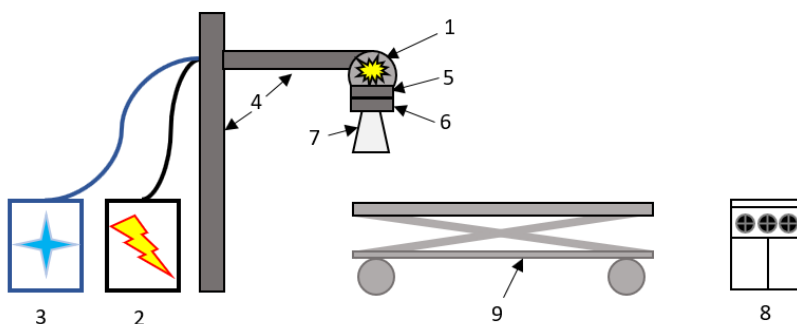


Рис. 5. Компоненты рентгенотерапевтического аппарата:

- 1 – рентгеновская трубка; 2 – генератор высокого напряжения;
- 3 – система охлаждения; 4 – штатив; 5 – проходная плоскопараллельная ИК монитор; 6 – сменные основные фильтры; 7 – аппликатор;
- 8 – пульт управления аппаратом с компьютером; 9 – терапевтический стол

Большинство современных РТА являются комбинированными и состоят из следующих основных компонентов [16] (рис. 5):

- рентгеновская трубка с неподвижным вольфрамовым анодом с жидкостным охлаждением в корпусе;
- питающее устройство, обеспечивающее подведение к трубке высокого напряжения от нескольких десятков до нескольких сотен киловольт;
- система охлаждения рентгеновской трубки – одно- или двух-контурная;
- штатив для перемещения и фиксации рентгеновской трубки относительно пациента;

- наборы фильтров, могут быть съёмными или располагаться внутри конструкции трубки на специальной карусели;
- наборы аппликаторов для формирования формы пучка и обеспечения постоянства расстояния источник – поверхность;
- проходная плоскопараллельная мониторная ИК для контроля числа мониторных единиц;
- пульт управления аппаратом;
- компьютер с программным обеспечением;
- терапевтический стол для укладки и фиксации пациента.

5.3. Границы областей

Пучки рентгеновского излучения, генерируемые в РТА, разделяют на пучки с низкой и средней энергий для того, чтобы выделить два типа лучевой терапии: поверхностную («близкофокусную») и глубинную («ортовольтную») [1–8, 12]. Пучки рентгеновского излучения с СПО до 3 мм алюминия и напряжением до 100 кВ (включительно) относятся к низкоэнергетическому рентгеновскому излучению, т.е. для поверхностной («близкофокусной») лучевой терапии. Пучки излучения с напряжением 100 кВ и выше относятся к пучкам средних энергий, т.е. для глубинной («ортовольтной») лучевой терапии. Граница между этими двумя типами лучевой терапии имеет область перекрытия в районе 100 кВ, 3 мм Al [1]. Таким образом, при проведении измерений дозиметрических характеристик пучков излучения РТА можно определить границу раздела в указанном диапазоне между пучками низких и средних энергий, исходя из клинических соображений.

5.4. Качественная характеристика рентгеновского излучения

Основной качественной характеристикой пучка рентгеновского излучения является его энергетический спектр, который зависит от многих факторов, таких как напряжение на трубке, угол наклона

мишени, материал мишени, материал и толщина выходного окна, материал проходной мониторной камеры и дополнительных фильтров. Однако параметры некоторых из этих факторов неизвестны или описываются в спецификации производителя аппарата неточно. Поэтому в клинической практике принято использовать величины, которые могут приближенно, качественно характеризовать пучок рентгеновского излучения.

Все современные национальные протоколы и международные рекомендации традиционно используют величину СПО в качестве основной характеристики рентгеновского пучка [1–9, 12]. СПО определяется как толщина слоя стандартного поглотителя, ослабляющего узкий пучок РИ так, что мощность воздушной кермы в контрольной точке, удаленной от поглощающего фильтра, уменьшается в два раза по сравнению с мощностью воздушной кермы в отсутствие поглотителя.

Для пучков низких энергий в качестве поглотителя используются пластины алюминия (Al), для диапазона средних энергий – пластины меди (Cu). Чистота материалов фильтров из Al и Cu должна быть не менее 99,9%.

СПО также напрямую связан с линейным коэффициентом ослабления (μ) уравнением

$$\text{СПО} = \frac{\ln 2}{\mu} = \frac{0,693}{\mu}. \quad (1)$$

Таким образом, в общем случае СПО увеличивается с увеличением толщины основного фильтра, использующегося в РГА, поскольку пучок становится более жестким. Однако чрезмерная дополнительная фильтрация может, наоборот, привести к смягчению пучка за счет комптоновского рассеяния РИ в материале фильтра.

Дополнительной характеристикой энергетического спектра рентгеновского излучения, основанной на оценке его проникающей способности, является условная неоднородность пучка излучения, определяемого коэффициентом гомогенности K :

$$K = \frac{\text{СПО2}}{\text{СПО1}}, \quad (2)$$

где СПО1 и СПО2 – первый и второй слои половинного ослабления, т.е. толщины поглотителя, вызывающие ослабление исходной мощности дозы в 2 и 4 раза соответственно. Коэффициент K показывает, насколько сильно отфильтровано рентгеновское излучение и степень его отличия от моноэнергетического излучения. Гомогенность излучения зависит от режима работы рентгеновского аппарата, который определяется напряжением и толщиной дополнительного фильтра. В практике принято считать, что излучение достаточно однородно, если $K = 1,1-1,2$ [9].

Между СПО, определенным для одного и того же излучения в различных материалах (Al или Cu), также существует взаимосвязь, которая сильно зависит от коэффициента гомогенного излучения. Переход между значениями СПО в наиболее распространённых поглотителях Al и Cu представлен в работах [2, 9].

5.5. Формализм и стандартные условия для определения поглощенной дозы в воде с помощью ионизационной камеры, калиброванной в единицах поглощенной дозы

При лечении пациентов на РТА основной величиной, на которую опирается врач, является поглощенная доза в ложе опухоли. Поглощённая доза – это величина энергии ионизирующего излучения, переданная веществу. Выражается как отношение энергии излучения, поглощённой в данном объёме, к массе вещества в этом объёме. В системе СИ единицей измерения поглощенной дозы является Грей (Гр).

$$D = \frac{dE}{dm} \left(\frac{\text{Дж}}{\text{кг}} \right), \quad (3)$$

где dE – энергия излучения, поглощенная в веществе массой dm , $1 \text{ Гр} = 1 \text{ Дж/кг}$.

Стандартными условиями проведения измерений и оценки поглощенной дозы в воде считаются условия, соответствующие условиям калибровки дозиметрического оборудования (ИК и до-

зиметра) на эталонном пучке в поверочной лаборатории. Они описываются набором значений величин, влияющих на показания дозиметра, для которых калибровочный коэффициент применяется без внесения дополнительных поправок. Таким образом, дозиметрические измерения на РТА в клинике должны проводиться настолько близко к стандартным условиям калибровки дозиметрического оборудования, насколько это возможно [1]. Стандартные условия определения поглощенной дозы в воде для пучков низких и средних энергий приведены в табл. 1.

Т а б л и ц а 1

**Стандартные условия, рекомендуемые для калибровки ИК
в пучках РИ в поверочных лабораториях**

Параметр	Стандартные значения или характеристики	
	Низкие энергии	Средние энергии
Материал фантома	Водно-эквивалентный фантом	Вода, водно-эквивалентный фантом
Минимальный размер фантома	30×30 см	30×30 см
Толщина фантома за камерой, не менее	6 см	10 см
Расстояние источник–поверхность	Определяется аппликатором	
Тип камеры	Плоскопараллельная ионизационная камера	Цилиндрическая ионизационная камера
Опорная точка ионизационной камеры	На внешней поверхности в центре входного окна плоскопараллельной ионизационной камеры	На оси камеры в центре объема полости
Глубина в фантоме для опорной точки камеры	На поверхности фантома	На глубине 2 см (г/см ²)
Размер поля	3×3 см или диаметр 3 см	10×10 см
Температура воздуха	20 °С	20 °С
Давление воздуха	101,3 кПа	101,3 кПа
Относительная влажность	50%	50%
Напряжение и полярность	Должны указываться в калибровочном сертификате	

Примечание: если приведенные размеры аппликаторов в таблице не соответствуют набору пользователя, то следует выбирать ближайший к этому размер аппликатора, который будет использоваться в клинике как референсный.

В серии технических докладов МАГАТЭ № 398 [1] поглощенная доза в воде определяется как

$$D_{w,Q} = M_Q \times N_{D,w,Q_0} \times k_{Q_0}, \quad (4)$$

где M_Q – значение заряда в Кл, измеренное ИК в водном или водно-эквивалентном фантоме с поправкой на давление, температуру, влажность окружающего воздуха, эффект поляризации, рекомбинации и т.д.; N_{D,w,Q_0} – калибровочный коэффициент дозиметра по поглощённой дозе в воде, полученный из поверочной лаборатории; k_{Q_0} – поправочный коэффициент на качество пучка.

5.6. Поправочные коэффициенты

Скорректированное значение заряда M_Q вычисляется как произведение поправочных величин Π_{k_i} по следующей формуле:

$$M_Q = M \times k_{TP} \times k_{pol} \times k_{ion} \times k_{el}, \quad (5)$$

где M (Кл) – нескорректированное значение заряда, измеренное ИК в точке измерения; k_{TP} – поправочный коэффициент на температуру и давление окружающей среды во время измерения; k_{pol} – поправочный коэффициент, учитывающий полярность напряжения на обкладках ИК; k_{ion} – поправочный коэффициент на эффективность сбора заряда ИК; k_{el} – поправочный коэффициент на калибровку электрометра, выбирается равным единице, если электрометр и ИК калибровались вместе.

Поправочный коэффициент на давление и температуру учитывает разницу между калибровкой в стандартных условиях в поверочной лаборатории и условиями измерений в клиническом пучке

РТА. Это связано с тем, что полость ИК заполнена некоторым объемом газа, на который влияют температура и давление окружающей среды.

Таким образом, для приведения к стандартным условиям используется формула

$$k_{TP} = \frac{273,2+T}{273,2+T_0} \times \frac{P_0}{P}, \quad (6)$$

где T – температура на момент измерений в воде или водно-эквивалентном фантоме возле ИК, измеренная в градусах Цельсия; T_0 – температура, которая была при калибровке, указанная в поверочном сертификате; P – атмосферное давление на момент измерений, измеренное в кПа; P_0 – атмосферное давление в кПа, которое было при калибровке, указанное в поверочном сертификате.

Поправочный коэффициент на полярность приложенного к обкладкам ИК напряжения учитывает разницу в полярности между условиями калибровки в поверочной лаборатории и при измерениях в клиническом пучке и рассчитывается по формуле

$$k_{pol} = \frac{|M_+|+|M_-|}{2M}, \quad (7)$$

где M – показания электрометра, полученные при обычно используемой полярности, которая указывается в сертификате производителя; M_+ – показания электрометра, полученные при положительной полярности; M_- – показания электрометра, полученные при отрицательной полярности.

Поверочная лаборатория может вносить, а может и не вносить поправку на эффект полярности при калибровке на пучке качества Q_0 , однако это должно быть указано в сертификате о калибровке. В любом случае пользователь может получить данный коэффициент самостоятельно.

Поправочный коэффициент на качество пучка k_{Q_0} зависит от ИК. Он позволяет учесть разницу в качестве излучения между стандартным или эталонным пучком и реальным пучком пользова-

теля в клинике. Значения k_{Q_0} должны быть получены пользователем непосредственно из измерений на реальном клиническом пучке. Калибровочный сертификат для ИК должен содержать два или более измеренных в стандартном пучке значений k_{Q_0} в зависимости от напряжения или СПО. Если качество излучения клинического пучка пользователя не соответствует ни одному значению из сертификата, то k_{Q_0} должен быть определен путем интерполяции.

На практике в показания дозиметра должны быть внесены поправки на давление и температуру воздуха, потери заряда в полости камеры за счет рекомбинации, полярность напряжения, подводимого к камере (если оно отличается от использованного при калибровке). Поправка на влажность воздуха считается равной единице, если влажность в помещении от 20 до 70% и температура от 15 до 25 °С. Вносимая при этом дополнительная погрешность невелика (<0,1%), и ею можно пренебречь.

5.7. Дозиметрия пучков рентгеновского излучения с помощью ионизационных камер

Проведение дозиметрических измерений в рассматриваемом диапазоне энергий, особенно до 100 кВ, имеет целый ряд существенных особенностей. Из-за серьезного вклада фотоэффекта имеется сильная зависимость сечений взаимодействия фотонов от их энергии и атомного номера материалов, с которыми происходит взаимодействие. Это приводит к дополнительным требованиям к материалам стенок ИК и твердотельным водно-эквивалентным фантомам из-за необходимости подбора сечений взаимодействия как для комптоновского рассеяния, так и для фотоэффекта.

Специальные требования к пространственному разрешению, конструкции и размерам детекторов связаны с тем обстоятельством, что полость ИК при низких энергиях РИ не является полостью Брэгга–Грея, так как большая часть вторичных электронов генерируется при взаимодействии излучения с воздухом в ее поло-

сти, а не с ее стенкой. В связи с малой длиной свободного пробега фотонов низких энергий в веществе при взаимодействии пучка с объектом облучения распределение поглощенной дозы в нем имеет высокий градиент. При проведении измерений детекторами, размер чувствительного объема которых составляет несколько миллиметров, возникает эффект усреднения заряда по объему и неопределенность положения эффективной точки детектора, к которой относится результат проведенного измерения. В случае использования ИК воздушная полость камеры сама по себе может вызывать существенное искажение распределения заряда.

Ввиду низкой энергии вторичных электронов их пробег и радиационные потери достаточно малы, массовый коэффициент передачи энергии близок к массовому коэффициенту поглощения энергии $\mu_{tr} \approx \mu_{en}$, а компонента кермы, обусловленная соударениями, близка к полной керме и поглощенной дозе $K_{col} \approx K \approx D$.

На практике измерения с помощью ИК для РТА могут проводиться в фантоме и свободном воздухе – однако в обоих случаях чувствительный объем камеры должен находиться в области достаточно однородного поля излучения, поскольку отклик камеры будет усредняться по ее чувствительному объему.

Плоскопараллельные ИК, предназначенные для проведения измерений в диапазоне низкоэнергетического рентгеновского излучения до 100 кВ, как правило, не являются водозащищенными. При измерениях в воздухе (например, измерение СПО) такие ИК должны иметь высокую чувствительность и, соответственно, достаточно большой объем воздушной полости. При измерениях на поверхности водно-эквивалентного фантома, наоборот, желательно свести к минимуму искажение входящего потока фотонов воздушной полостью ИК, т.е. использовать камеры с минимальным объемом полости. Однако низкая чувствительность ИК может негативно сказываться на результатах измерений при низких значениях анодного тока на трубке и с увеличением глубины измерения в пластинчатом водно-эквивалентном фантоме.

В обоих случаях при измерении поглощенной дозы необходимо обеспечение равновесия вторичных заряженных частиц (электронов) в передней стенке плоскопараллельных ИК. Поскольку типичная толщина передней стенки плоскопараллельной ИК составляет около 30 мкм полиэтилена, возникает вопрос, достаточно ли этого для обеспечения электронного равновесия при измерениях поглощенной дозы. В докладе МАГАТЭ TRS-398 [1] в табл. 24 приведены суммарные толщины материала, необходимые для полного накопления вторичных электронов. В частности, для напряжения 100 кВ указана необходимая толщина $13,4 \text{ мг/см}^2$ (140 мкм) полиэтилена. Однако экспериментальная оценка этих данных свидетельствует о завышенных требованиях табл. 24 TRS-398: при напряжениях генерации до 100 кВ включительно добавление дополнительных слоев полиэтиленовой пленки поверх входного окна камеры не вызывает увеличения отклика камеры (в пределах погрешности измерений) [11]. Таким образом, стандартной толщины передней стенки камеры 30 мкм полиэтилена вполне достаточно для накопления вторичных электронов при напряжениях генерации рентгеновского пучка до 100 кВ.

Положение эффективной точки плоскопараллельной ИК должно определяться условиями калибровки этой ИК в поверочной лаборатории. Если эти данные не указаны в сертификате, то можно считать, что эффективная точка находится в центре входного окна ИК на внешней поверхности его стенки [1]. Важно отметить, что разница в положении эффективной точки – на задней или передней поверхности стенки входного окна – имеет значение при измерениях поглощенной дозы в пучках с очень низким напряжением генерации. Так, разница в полученной поглощенной дозе при напряжении на трубке 10 кВ, обусловленная входной стенкой ИК толщиной 30 мкм, может достигать 6% [6].

Дополнительный вклад в отклик плоскопараллельной ИК могут вносить вторичные электроны, генерируемые на внутренней поверхности аппликатора. Данный эффект начинает проявляться при напряжении на трубке 50–60 кВ и увеличивается с ростом напря-

жения, что может исказить результаты калибровки пучков рентгеновского излучения. Полиэтиленовая пленка толщиной 30–50 мкм полностью поглощает загрязняющую электронную компоненту пучка при напряжении 50–100 кВ, не влияя при этом на отклик камеры к фотонам [11].

«Ход с жесткостью» для плоскопараллельных ИК, т.е. изменение их чувствительности в зависимости от энергии пучка, не должен превышать 5% [1–3]. Также необходимо отметить важную особенность ИК такого типа при их использовании для измерений в свободном воздухе. Пластиковый корпус ИК имеет размеры, которые существенно превосходят размеры чувствительной области и при измерениях в воздухе значительная его часть попадает в поле облучения, что вносит дополнительный вклад рассеянного излучения в отклик ИК. Данный эффект аналогичен «эффекту ножки» у цилиндрических ИК и должен быть учтен при калибровке пучков излучения РГА соответствующим коэффициентом [2, 10].

Для измерений в пучках рентгеновского излучения средних энергий используются цилиндрические ИК, рассчитанные на работу в диапазоне энергий фотонов от 30 кэВ и выше. Зависимость чувствительности камеры от энергии («ход с жесткостью») не должна превышать 3% в ее рабочем диапазоне.

«Золотым стандартом» для измерений в пучках РИ является цилиндрическая ИК типа Farmer объемом $0,6 \text{ см}^3$, изготавливаемая различными производителями. Рекомендуется использовать камеры с графитовой стенкой и алюминиевым центральным электродом либо с обоими электродами из проводящего тканеэквивалентного пластика. Камеры с покрытой графитом нейлоновой стенкой или стенкой из ПММА должны использоваться с осторожностью и только после проверки их отклика на низких энергиях [3].

Если камера не является водозащищенной, при измерениях внутри водного фантома она должна быть помещена внутри защитной герметичной трубки. Рекомендуется использовать трубки из ПММА, нейлона или полистирола толщиной не более 1,5 мм.

При толщине стенки защитной трубки 1 мм для пучков с напряжением генерации 50–300 кВ поправочные факторы для учета ее влияния изменяются в пределах 0,5–1,9%. Не рекомендуется использовать защиту камеры из резины, так как это может приводить к искажению результатов измерений [2].

Все ИК, как плоскопараллельные, так и цилиндрические, должны иметь индивидуальную калибровку по поглощенной дозе в воде для пучков разного качества в нескольких точках внутри их рабочего энергетического диапазона. При этом желательно, чтобы изменение чувствительности между двумя соседними точками калибровки было не более 2% [1–8].

5.8. Водный и водно-эквивалентные фантомы

Жидкая вода является референсным материалом для определения поглощенной дозы фотонных и электронных пучков. Вода является тканеэквивалентной средой, и жидкую воду с высокой степенью чистоты легко получить, однако применение водного фантома не всегда удобно из-за необходимости использования водонепроницаемых колпачков для ИК и сложности проведения измерений на малых глубинах ввиду поверхностного натяжения воды. Поэтому разрешается использование специально разработанных твердотельных фантомов с адаптерными пластинами для различного типа ИК. При этом они должны иметь высокую степень водноэквивалентности, т.е. хорошее согласие сечений взаимодействия и дозового распределения с водой, что особенно важно для диапазона низких энергий. Максимальное допустимое отклонение поглощенной дозы в фантоме по отношению к поглощенной дозе в воде не должно превышать $\pm 5\%$ или одно среднеквадратичное отклонение, включая все компоненты погрешности. Краткое описание и характеристики водно-эквивалентных фантомов, выпускаемых различными производителями, приведены в прил. 3.

6. Показатели точности измерений

6.1. Характеристикой точности измерений является расширенная неопределенность для коэффициента охвата $k = 2$ ($P = 0,95$). Значения расширенной неопределенности измерения СПО и поглощенной дозы рассчитываются вручную (разд. 12).

7. Средства измерений и вспомогательные устройства

При выполнении измерений применяют следующие средства измерений:

1) дозиметр/электрометр с основной погрешностью не более 5% при доверительной вероятности 95%;

2) плоскопараллельная ИК с действующей на период измерений поверкой по поглощенной дозе в воде в диапазоне до 100 кВ или СПО 3 мм Al для измерений в пучках рентгеновского излучения низких энергий;

3) цилиндрическая ИК типа Farmer с действующей на период измерений поверкой по поглощенной дозе в воде в диапазоне до 300 кВ для измерений в пучках рентгеновского излучения средних энергий;

4) водный фантом размером не менее 30×30×30 см с устройством крепления и механизмом перемещения ИК вдоль оси Z (по вертикали) и/или водно-эквивалентный пластинчатый фантом с набором пластин размером 30×30 см различной толщины, включая адаптерные пластины для ИК используемых типов;

5) набор фильтров из высокочистого алюминия и меди, чистота фильтров должна быть не менее 99,9%;

6) термометр лабораторный, ГОСТ 28498-90;

7) поверенный барометр;

8) линейка измерительная металлическая, ГОСТ 427-75;

9) секундомер.

Все средства измерения должны быть подготовлены к работе в соответствии с технической документацией на них и иметь свидетельство о поверке поверочной лаборатории, аккредитованной на территории Российской Федерации, если это необходимо.

8. Условия выполнения измерений

8.1. Условия выполнения измерений должны соответствовать требованиям, установленным в эксплуатационной документации на РТА и применяемых средств измерений.

9. Требования к персоналу

9.1. К выполнению измерений и проведению обработки полученных результатов допускаются медицинские физики, дозиметристы и специалисты испытательных лабораторий или организаций, прошедшие соответствующее обучение и профессиональную подготовку.

9.2. К выполнению измерений допускаются только специалисты [13, 14, 17]:

- 1) имеющие профессиональные знания и навыки в области дозиметрии и радиационной безопасности;
- 2) прошедшие инструктаж по работе с РТА;
- 3) знакомые с действующими правилами работы на электроустановках и правилами работы на ПК;
- 4) прошедшие обучение практическому применению данной методики.

9.3. Специалист должен уметь запускать РТА на всех режимах его работы, подготавливать дозиметрическое оборудование к измерениям, пользоваться программным обеспечением РТА для калибровки и изменений параметров его установок, устранять ошибки, возникающие при работе РТА.

10. Требования к безопасности

10.1. При выполнении измерений на РТА должны соблюдаться требования, изложенные в следующих документах:

1. Нормы радиационной безопасности НРБ-99/2009.
2. Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности ОСПОРБ-99/2010.

3. Гигиенические требования к устройству и эксплуатации рентгеновских кабинетов, аппаратов и проведению рентгенологических исследований. Санитарные правила и нормативы СанПиН 2.6.1.1192-03.

10.2. При подготовке к работе РТА необходимо выполнять указания мер безопасности, изложенные в документации на него.

10.3. Лица, проводящие дозиметрические измерения на РТА, должны иметь:

- 1) дозиметры индивидуального контроля;
- 2) должны быть допущены в установленном порядке к работе в сфере действия ионизирующих излучений по категории «А».

10.4. Все измерения должны проводиться в присутствии медицинского физика или инженера-дозиметриста учреждения, которому принадлежит РТА.

11. Порядок выполнения измерений

11.1. Проверка документации

При проверке документации на РТА должно быть установлено наличие:

- 1) паспорта или формуляра;
- 2) акта о проведении приемосдаточных испытаний;

- 3) технического описания и инструкции по эксплуатации;
- 4) предыдущего протокола о проведении дозиметрии пучков рентгеновского излучения аппарата, если таковая проводилась.

11.2. Подготовка рентгеновского аппарата к работе

Перед началом проведения дозиметрических измерений должны быть проверены:

- 1) исправность механизмов перемещения рентгеновской трубки аппарата;
- 2) действие дверного блокировочного контакта;
- 3) наличие и целостность всех аппликаторов;
- 4) наличие и целостность всех дополнительных сменных фильтров (при наличии);
- 5) правильная работа карусели фильтров (при наличии);
- 6) корректная работа всех имеющихся режимов излучения трубки (процедура warm up).

11.3. Подготовка дозиметрического оборудования к работе

Перед началом проведения дозиметрических измерений необходимо:

- 1) подключить ИК к электрометру;
- 2) установить ИК в точке измерения;
- 3) ввести поправочные коэффициенты и/или значения температуры и давления на электрометре (если необходимо);
- 4) подать напряжение на камеру соответствующего поверочному сертификату значения и полярности;
- 5) подождать достижения системой полного электрического и температурного равновесия;
- 6) облучить ИК 300 МЕ или 3 мин;
- 7) измерить значения естественного радиационного фона для учета его при последующих измерениях в пучках рентгеновского излучения.

11.4. Определение слоя половинного ослабления

Измерения СПО пучков излучения РГА необходимо проводить в геометрии узкого пучка (рис. 6). Для пучков низких энергий измерения должны выполняться с использованием плоскопараллельной ИК и набора дополнительных фильтров (поглотителей) из высококачистого алюминия. Допускается также использование цилиндрической ИК типа Farmer для пучков с энергией генерации 30 кВ и более. Для пучков средних энергий измерения должны выполняться с использованием цилиндрической ИК типа Farmer и набора дополнительных фильтров (поглотителей) из высококачистой меди. В качестве коллиматора для создания узкого пучка излучения необходимо использовать референсный аппликатор для низкоэнергетических режимов или аппликатор наименьшего диаметра при условии, что весь чувствительный объем ИК покрывается полем излучения.

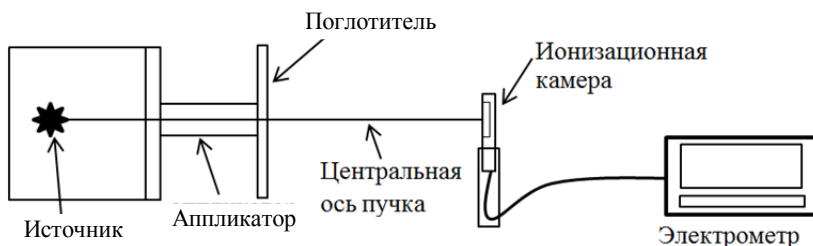


Рис. 6. Геометрия измерения СПО

Дополнительные фильтры устанавливаются непосредственно на уровне среза аппликатора на специальном держателе или подставке, а ИК – на расстоянии 20–50 см от поглотителя. За ИК на расстоянии как минимум 100 см не должно быть каких-либо рассеивающих элементов для исключения влияния обратного рассеяния на показания электрометра [1–8].

Для начала измерений необходимо установить все элементы системы следующим образом:

1. Повернуть рентгеновскую трубку с установленным на ней аппликатором не более 3 см в диаметре на 90 или 270° так, чтобы ось пучка РИ шла параллельно поверхности пола (терапевтического стола).

2. На терапевтическом столе на расстоянии 20–50 см от края аппликатора на оси пучка установить штатив с закрепленной в нем ИК.

3. Непосредственно перед срезом аппликатора установить штатив или подставку для дополнительных фильтров поглотителей, которые будут использоваться при измерении СПО.

Для пучка каждого качества должны быть измерены значения воздушной кермы (ионизационного тока, заряда) без дополнительного поглотителя и два значения вблизи уровня 50% с последующим определением СПО посредством интерполяции, схематично представленной на рис. 7. Время каждого измерения 60 с или 100 МЕ.

Измерения воздушной кермы (ионизационного тока, заряда) осуществляются в следующей последовательности:

1. Провести подготовку системы к работе в соответствии с разд. 11.3 данной методики.

2. Провести измерение значения воздушной кермы (ионизационного тока, заряда) без дополнительных фильтров поглотителей.

3. Установить дополнительные фильтры на срез аппликатора, обеспечивающие уменьшение воздушной кермы (ионизационного тока, заряда) приблизительно ниже уровня 50%.

4. Провести измерение значения воздушной кермы (ионизационного тока, заряда).

5. Установить дополнительные фильтры на срез аппликатора, обеспечивающие увеличение воздушной кермы (ионизационного тока, заряда) выше уровня 50%.

6. Провести измерение значения воздушной кермы (ионизационного тока, заряда).

7. Провести контрольное измерение значения воздушной кермы (ионизационного тока, заряда) без дополнительных фильтров поглотителей.

Примечание: значения воздушной кермы (ионизационного тока, заряда), полученные вблизи уровня 50% (больше и меньше уровня 50%), не должны отклоняться от начального более чем на 20%. Чем меньше отклонение, тем точнее определение СПО.

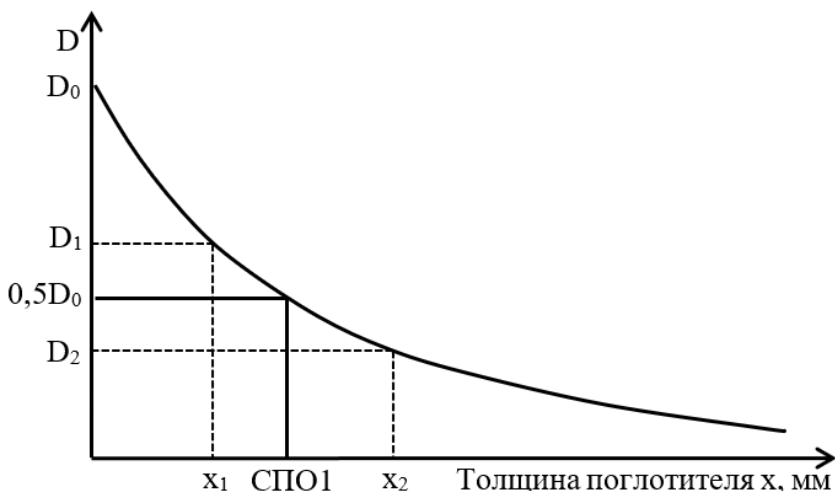


Рис. 7. Определение СПО при измерениях по трем значениям воздушной кермы (ионизационного тока, заряда)

Далее значение толщины поглотителя, приводящее к уменьшению значения воздушной кермы (ионизационного тока, заряда) в два раза, рассчитывается путем обратной интерполяции в полулогарифмическом масштабе между следующими парами точек [11]:

$$\text{СПО} = x_1 + \frac{(\ln(D_0/2) - \ln D_1)(x_1 - x_2)}{\ln D_2 - \ln D_1}, \quad (8)$$

где x_1 и x_2 – толщины поглотителя в мм, между которыми лежит значение СПО; D_0 , D_1 , D_2 – показания значений на электрометре

ионизационного тока, заряда или мощности воздушной кермы без поглотителя и с поглотителями толщиной x_1 и x_2 соответственно.

11.5. Определение поглощенной дозы в опорной точке в фантоме с помощью ионизационной камеры, калиброванной в единицах поглощенной дозы

Предполагается, что пользователь имеет ИК с калибровочным коэффициентом N_{D,w,Q_0} по поглощенной дозе в воде в пучке качества Q_0 .

При проведении измерений в водно-эквивалентном фантоме необходимо установить ИК в соответствии со стандартными условиями, описанными в разд. 5.5. Для пучков излучения низких энергий измерения проводятся на поверхности фантома с обязательным использованием адаптерной пластины для данного типа ИК так, чтобы центральная ось пучка излучения проходила через центр входного окна ИК. Для пучков средних энергий в опорной точке на глубине 2 см в водном или водно-эквивалентном фантоме – так, чтобы эффективная точка ИК находилась на оси пучка излучения. При измерениях необходимо учитывать поправки на давление и температуру, а также поправочный коэффициент на качество излучения. Количество измерений должно быть не менее 3 для каждой комбинации режим – аппликатор. Время каждого измерения 60 с или 100 МЕ в зависимости от настроек аппарата.

При измерениях в низкоэнергетическом диапазоне при использовании открытых аппликаторов и напряжении на трубке 50 кВ и выше поверх входного окна плоскопараллельной ИК необходимо добавлять пленку толщиной около 50 мкм, не оказывающую влияния на фотонную компоненту пучка, но полностью поглощающую загрязняющие вторичные электроны, генерируемые на внутренней поверхности аппликатора [11, 12].

Порядок выполнения измерений с использованием твердотельного водно-эквивалентного фантома:

1. Установить твердотельный водно-эквивалентный фантом на терапевтическом столе РТА.

2. Установить плоскопараллельную или цилиндрическую ИК, подключенную к электрометру, в соответствующую адаптерную пластину.

3. Установить адаптерную пластину на поверхности водно-эквивалентного фантома для низких энергий или на глубине 2 см для средних энергий.

4. Установить аппликатор, закрепленный на рентгеновской трубке РТА, вплотную к фантому так, чтобы его центральная ось проходила через центр входного окна ИК (центр фантома).

5. Провести подготовку системы к работе в соответствии с разд. 11.3 данной методики.

6. Задать режим облучения РТА, доступный для выбранного аппликатора, и время, равное 60 с или 100 МЕ.

7. Провести измерение поглощенной дозы (ионизационного тока или заряда) в соответствии с инструкцией электрометра.

8. Рассчитать действительное значение поглощенной дозы, используя все необходимые поправки, указанные в разд. 5.6, включая k_{Q_0} .

Порядок выполнения измерений с использованием водного фантома для средних энергий:

1. Установить водный фантом под выходным окном рентгеновской трубки на терапевтическом столе РТА, полу или специальном устройстве.

2. Закрепить на устройстве перемещения в водном фантоме цилиндрическую ИК типа Farmer, подключенную к электрометру.

3. Переместить ИК типа Farmer на глубину 2 см в воде.

4. Установить аппликатор, закрепленный на рентгеновской трубке РТА, вплотную к поверхности воды в фантоме так, чтобы его центральная ось проходила через центр чувствительного объема ИК.

5. Провести подготовку системы к работе в соответствии с разд. 11.3 данной методики.

6. Задать режим облучения РТА, доступный для выбранного аппликатора, и время, равное 60 с или 100 МЕ.

7. Провести измерение поглощенной дозы (ионизационного тока или заряда) в соответствии с инструкцией электрометра.

8. Рассчитать действительное значение поглощенной дозы, используя все необходимые поправки, указанные в разд. 5.6, включая k_{Q_0} .

Примечание 1: для исключения возможных ошибок измерения выполняются не менее 3 раз для каждой доступной на РТА комбинации аппликатор–режим излучения. Погрешность определения значения поглощенной дозы в опорной точке вычисляется в соответствии с описанием, представленным в разд. 12.

Примечание 2: порядок измерений, в случае если у пользователя имеется только ИК, поверенные по воздушной керме, рассмотрен в прил. 1.

11.6. Проверка воспроизводимости качества излучения

Данное требование относится именно к качеству излучения в связи с тем, что оно влияет на процентную глубинную дозу (распределение поглощенной дозы по глубине на оси пучка) [15]. Измерения проводятся аналогично измерениям СПО в геометрии узкого пучка для всех определенных режимов работы РТА. Измерения можно выполнять с использованием только одной цилиндрической ИК типа Farmer, если это не противоречит условиям, изложенным в разд. 11.4.

Порядок выполнения измерений:

1. Повернуть рентгеновскую трубку с установленным на ней аппликатором не более 3 см в диаметре на 90 или 270° так, чтобы ось пучка излучения шла параллельно поверхности пола (терапевтического стола).

2. На терапевтическом столе на оси пучка на расстоянии 20 см от края аппликатора установить штатив с закрепленной в нем ИК.

3. Провести подготовку системы к работе в соответствии с разд. 11.3 данной методики.

4. Задать режим облучения РТА и время излучения 30–60 с или 50–100 МЕ.

5. Провести измерение значения воздушной кермы (ионизационного тока или заряда).

6. Повторить цикл измерений 5–10 раз для каждого режима работы РТА.

7. Оценить воспроизводимость качества излучения по формуле

$$\left| 1 - \frac{K_{\min}}{K_{\max}} \right| < 0,02, \quad (9)$$

где K_{\min} и K_{\max} – минимальное и максимальное значения воздушной кермы (ионизационного тока или заряда), относящиеся к одной серии (режиму работы РТА) соответственно.

11.7. Проверка линейности радиационного выхода

Измерения проводятся для всех режимов работы РТА в стандартных условиях с использованием референсных аппликаторов соответствующего диапазона энергии излучения [15]. Измерения включают в себя две серии. Количество измерений должно быть не менее 5 для каждой серии.

Порядок выполнения измерений:

1. Установить твердотельный водно-эквивалентный фантом на терапевтическом столе РТА.

2. Установить адаптерную пластину на поверхности водно-эквивалентного фантома для низких энергий или на глубине 2 см для средних энергий.

3. Подключенную к электрометру плоскопараллельную или цилиндрическую ИК установить в адаптерную пластину.

4. Установить референсный аппликатор, закрепленный на рентгеновской трубке РТА, вплотную к фантому так, чтобы его центральная ось проходила через центр входного окна ИК (центр фантома).

5. Провести подготовку системы к работе в соответствии с разд. 11.3 данной методики.

6. Задать режим облучения РТА, доступный для выбранного аппликатора, и дозу, равную 0,5 Гр или 50 МЕ.

7. Провести измерение поглощенной дозы (ионизационного тока или заряда) в соответствии с инструкцией электрометра.

8. Задать тот же режим облучения РТА и дозу, равную 2,0 Гр или 200 МЕ.

9. Провести измерение поглощенной дозы (ионизационного тока или заряда) в соответствии с инструкцией электрометра.

10. Повторить цикл измерений 5–10 раз.

11. Выполнить измерения для всех режимов работы РТА.

12. Оценить линейность радиационного выхода РТА по формуле

$$\left| 1 - \frac{K_2}{4K_1} \right| < 0,02, \quad (10)$$

где K_1, K_2 – средние значения поглощенной дозы, полученные при заданных на РТА значениях 0,5 и 2,0 Гр соответственно.

11.8. Определение ошибки таймера

При включении пучка рентгеновского излучения на пульте управления РТА происходит быстрое возрастание анодного тока на трубке до необходимого значения. Этот процесс может занимать как доли секунды, так и несколько секунд. Обычно начальное возрастание тока описывается линейной функцией и вносит некоторую неопределённость в значения времени экспозиции и подведенной дозы (рис. 8). Эта неопределенность также называется ошибкой таймера и вычисляется по формуле [2, 19]

$$TE = \frac{(T_2 R_1 - T_1 R_2)}{(R_2 - R_1)}, \quad (11)$$

где R_1, R_2 – полученная доза; T_1, T_2 – установленное время облучения.

Измерения выполняются для всех режимов работы РТА в соответствующих стандартных условиях и с референсными аппликаторами с использованием твердотельного водно-эквивалентного фантома.

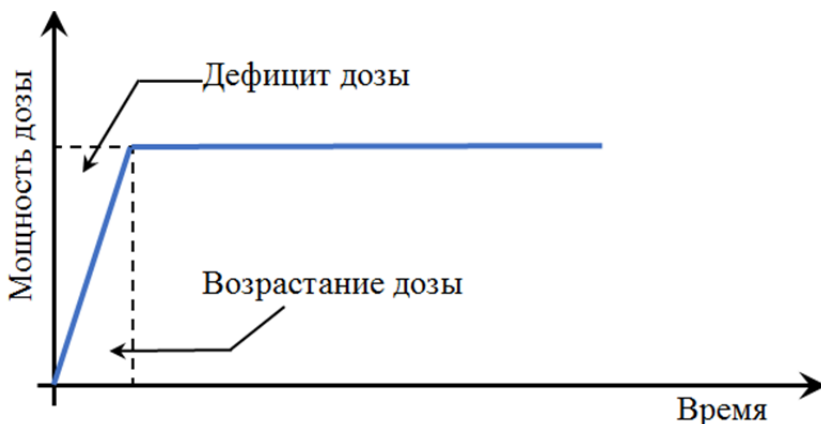


Рис. 8. Ошибка таймера

Порядок выполнения измерений:

1. Установить твердотельный водно-эквивалентный фантом на терапевтическом столе РТА.
2. Установить адаптерную пластину на поверхности водно-эквивалентного фантома для низких энергий или на глубине 2 см для средних энергий.
3. Установить плоскопараллельную или цилиндрическую ИК, подключенную к электрометру, в адаптерную пластину.
4. Установить референсный аппликатор, закрепленный на рентгеновской трубке РТА, вплотную к фантому так, чтобы его центральная ось проходила через центр чувствительного объема ИК (центр фантома).
5. Провести подготовку системы к работе в соответствии с разд. 11.3 данной методики.

6. Задать режим облучения РТА, доступный для выбранного аппликатора, и время, равное 6 с или 10 МЕ.

7. Провести измерение поглощенной дозы (ионизационного тока или заряда) в соответствии с инструкцией электрометра.

8. Задать тот же режим облучения РТА и время облучения 60 с или 100 МЕ.

9. Провести измерение поглощенной дозы (ионизационного тока или заряда) в соответствии с инструкцией электрометра.

10. Рассчитать ошибку таймера для выбранного режима работы РТА.

11. Выполнить измерения для всех режимов работы РТА.

Примечание: при значении ошибки таймера более 3 с [2, 19] необходимо обратиться в обслуживающую компанию для ее устранения или уменьшения. При невозможности ее существенного уменьшения следует учитывать ее влияние на доставку дозы пациенту и вносить соответствующую поправку при задании дозы облучения в программе управления РТА.

12. Обработка результатов измерений

Основным документом, регламентирующим проведение оценки результатов измерений, полученных прямым или косвенным способом, является ГОСТ 34100.3-2017/ISO/IEC Guide 98-3:2008 Неопределенность измерения. Часть 3. Руководство по выражению неопределенности измерения [18], который применяется с 01.09.2018 взамен ГОСТ Р 54500.3-2011. Данный документ устанавливает общие правила оценивания и представления неопределенности практически любых типов измерений, дает определения основным понятиям и устанавливает связь между ними.

Согласно этому документу, применительно к определению значения поглощенной дозы в воде основной целью измерения является определение ее значения с указанием неопределенности при использовании определенных метода и методики измерений при выполнении условий повторяемости измерений. Таким образом,

значение поглощенной дозы в воде без указания неопределенности будет являться лишь ее оценкой. Следует также помнить, что понятия «погрешность измерения» и его «неопределенность» не являются синонимами. Понятие погрешности относится к конкретному измерению, сделанному конкретными средствами измерения, и характеризует параметры точности этих измерений, в то время как неопределенность определяет степень доверия к полученному результату измерения.

Погрешность результата измерения является идеализированным понятием, которая обусловлена неидеальностью самой процедуры измерения и состоит из двух компонент – случайной и систематической.

Случайной погрешностью измерения называется компонента погрешности измерения, которая меняется случайным образом (по знаку или значению) при проведении измерений одной и той же величины с сохранением всех условий повторяемости измерений. Она возникает из непредсказуемых временных или пространственных изменений величин, которые могут повлиять на результат измерения. Такую погрешность нельзя компенсировать какой-либо поправкой, однако ее можно существенно уменьшить увеличением числа измерений при сохранении условий повторяемости.

Систематическая погрешность измерения также является компонентой общей погрешности измерений, которая остается постоянной или закономерно изменяется при проведении повторных измерений одной и той же величины с сохранением всех условий повторяемости измерений. В зависимости от характера измерений систематическая погрешность может быть постоянной, прогрессивной, периодической или изменяться по сложному закону, поэтому может быть устранена введением поправки. Также систематическая погрешность всегда имеет знак «+» или «-».

Неопределенность результата измерения фактически показывает отсутствие точного знания значения измеряемой величины. Неопределенности разделяют на две группы в зависимости от метода оценивания – по типу «А» и типу «В». Данная классификация

применима только к неопределённости и не является заменой классификации погрешности на случайную и систематическую. При этом неопределённость поправки может быть оценена по одному из типов «А» или «В» как на систематический, так и на случайный эффекты. В то же время классификацию по типу «А» или «В» не следует рассматривать как различие в природе этих неопределённостей, потому что оба способа оценивания основаны на распределении вероятности.

Неопределённости количественно характеризуются одним и тем же параметром независимо от способа оценивания – дисперсией или стандартным отклонением. Стандартную неопределённость типа «А» обычно рассчитывают по плотности распределения, полученной из распределения частот, а стандартную неопределённость типа «В» – по предполагаемой плотности распределения, которая отражает степень уверенности в появлении того или иного события, т.е. чаще всего зависит от точности используемых приборов (чувствительность ИК, погрешность электрометра и т.д.). Суммарную стандартную неопределённость, которая является оценкой стандартного отклонения результата измерения, определяют как стандартную неопределённость, полученную из значений ряда других величин, равную положительному квадратному корню из суммарной дисперсии. Наконец, расширенная неопределённость получается умножением суммарной стандартной неопределённости на коэффициент охвата.

На практике оценка полученных результатов абсолютных измерений поглощенной дозы в воде включает в себя расчет следующих величин:

1. Среднее арифметическое значение измеренной величины

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i . \quad (12)$$

2. Стандартное отклонение средней величины по типу «А»

$$S(\bar{x}) = \sqrt{\frac{1}{n(n-1)} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}, \quad (13)$$

$$u_A = S(\bar{x}). \quad (14)$$

3. Стандартное отклонение по типу «В»

$$u_B = \frac{\Delta M}{\sqrt{3}}, \quad (15)$$

где ΔM – пределы допускаемой приборной погрешности.

4. Суммарное стандартное отклонение

$$u_c = \sqrt{u_A^2 + u_B^2}. \quad (16)$$

5. Расширенное стандартное отклонение

$$u = k u_c, \quad (17)$$

где k – коэффициент охвата, который может принимать значения от 2 до 3. Для доверительной вероятности (вероятности охвата) $P = 0,95$ задается коэффициент охвата, равный $k = 2$.

Расчет стандартного отклонения при измерениях СПО отличается от вышеописанного [11]. Значение СПО зависит от трех значений дозы D_0, D_1, D_2 и двух значений толщины дополнительного поглотителя x_1, x_2 , тогда в соответствии с формулой переноса ошибок стандартное отклонение можно вычислить следующим образом:

$$S(\text{СПО}) = \sqrt{\left[\frac{\Delta x}{D_0 W}\right]^2 S_{D_0}^2 + \left[\frac{\Delta x(U-1)}{W D_1}\right]^2 S_{D_1}^2 + \left[\frac{-\Delta x U}{W D_2}\right]^2 S_{D_2}^2 + [1-U]^2 S_{x_1}^2 + U^2 S_{x_2}^2}, \quad (18)$$

где $U(D_0, D_1, D_2) = \frac{\ln \frac{D_0}{2} - \ln D_1}{\ln D_2 - \ln D_1}$; $W(D_1, D_2) = \ln D_2 - \ln D_1$;
 $\Delta x = x_2 - x_1$; $S_{D_0}, S_{D_1}, S_{D_2}, S_{x_1}, S_{x_2}$ – среднеквадратичное отклонение соответствующих показателей.

13. Оформление результатов измерений

13.1. Общие требования

Протокол измерений дозиметрических характеристик пучков излучения является обязательным документом, подтверждающим, что на РТА:

1. Дозиметрические характеристики соответствуют заявленным производителем.
2. Проведено измерение СПО для каждого режима работы.
3. Проведена калибровка всех доступных комбинаций напряжение–аппликатор.
4. Проведена проверка воспроизводимости качества излучения.
5. Проведена проверка линейности радиационного выхода.
6. Проведено измерение ошибки таймера.
7. Все работы выполнены в соответствии с данной методикой квалифицированным персоналом.

Протокол должен содержать следующие обязательные сведения:

- 1) данные о владельце и месте расположения РТА;
- 2) паспортные данные РТА;
- 3) дата(ы) проведения измерений;
- 4) перечень средств измерения и основные сведения о них;
- 5) условия проведения измерений;
- 6) результаты измерений;
- 7) заключение о пригодности или непригодности использования РТА в клинической практике для лечения пациентов;
- 8) данные о сотрудниках, проводивших измерения и ответственных за оформление протокола;
- 9) приложения, дополнительную информацию.

13.2. Перечень средств измерений и основные сведения о них

Сведения о средствах измерений должны содержать информацию о:

- 1) типе прибора;
- 2) серийном номере;
- 3) проверке (если таковая имеется), сроке ее действия и организации, проводившей эту поверку, а также организации, выдавшей сертификат о поверке (если это разные организации).

При использовании вспомогательного оборудования, которое не имеет серийного номера или сертификата о проверке, оно также должно быть перечислено с указанием его типа и производителя.

13.3. Условия проведения измерений

Условия проведения измерений должны содержать информацию о:

- 1) всех режимах работы РГА;
- 2) количестве и характеристиках (размеры, фокусное расстояние, обозначение) всех аппликаторов с указанием диапазона энергий (низких и средних), в которых они применяются;
- 3) условиях измерений, таких как температура, давление, напряжение и его полярность на ИК, время каждого измерения и их количество в серии;
- 4) методике расчета (ссылка или краткое описание).

13.4. Результаты измерений

Результаты измерений должны быть представлены в табличном, при необходимости графическом, виде и содержать информацию о:

- 1) значениях СПО для всех режимов работы РГА;
- 2) значениях поглощенной дозы для всех заданных комбинаций режимов работы РГА и аппликаторов;
- 3) значениях ошибки таймера;
- 4) соответствии воспроизводимости качества излучения условиям, описанным в разд. 11.6;
- 5) соответствии линейности радиационного выхода условиям, описанным в разд. 11.7.

Значения СПО должны представляться в виде толщины дополнительного поглотителя из Al для низких энергий и Cu для средних энергий. Точность представления данных должна содержать 3 знака после запятой с указанием стандартного отклонения или расширенной неопределенности той же разрядности.

Значения поглощенной дозы в Гр необходимо указывать с точностью до 2-го знака после запятой. Для значений поглощенной дозы в сГр – с точностью до 1 знака после запятой. Расширенная неопределенность дается на весь диапазон энергии с точностью того же разряда.

Временные интервалы указываются в секундах или мониторинговых единицах без дробных частей. Округление производится в большую сторону.

Графики даются без указания интервалов стандартного отклонения.

13.5. Приложения

Приложения могут содержать информацию в табличном и/или графическом виде о всех дополнительных, измеренных или полученных расчётным путем данных, которые могут быть полезны при использовании РГА в клинической практике, например:

1. Таблицы с рассчитанными значениями времени облучения или мониторинговых единиц для различных комбинаций режимов работы РГА и аппликаторов.

2. Таблицы коэффициентов для различных комбинаций режимов работы РГА и аппликаторов, нормированных на значения поглощенной дозы для референсных аппликаторов в опорной точке.

3. Таблицы и графики относительного распределения поглощенной дозы по глубине на оси пучка для различных комбинаций режимов работы РГА и аппликаторов.

4. Дополнительная информация, необходимая врачам или медицинским физикам.

14. Контроль точности измерений

- 14.1.** Сохранность полученных при измерениях данных о дозиметрических характеристиках пучков РГА контролируется и поддерживается посредством периодических измерений, выполняе-

мых медицинскими физиками или инженерами-дозиметристами в учреждении:

- 1) СПО для всех режимов работы аппарата;
- 2) радиационного выхода пучков низких и средних энергий в стандартных условиях для референсных аппликаторов на всех режимах работы РТА;
- 3) ошибки таймера для всех режимов работы аппарата;
- 4) проверки воспроизводимости качества излучения;
- 5) проверки линейности радиационного выхода.

14.2. По результатам измерений контролируются отклонения от полученных изначально значений. Показания не должны превышать отклонения, приведенные в табл. 2.

Т а б л и ц а 2

Рекомендуемые измерения для контроля качества параметров РТА

Величина	Единица измерения	Допустимое отклонение
СПО	мм	$\pm 10,0\%$
Радиационный выход	Гр	$\pm 3,0\%$
Ошибка таймера	с	$\pm 3,0$
Воспроизводимость	%	$\pm 2,0\%$
Линейность	%	$\pm 2,0\%$

14.3. Частота проверок регламентируется внутренними нормативными документами владельца РТА.

15. Периодичность проведения измерений

15.1. Согласно СанПиН 2.6.1.1192-03 [17], контроль эксплуатационных параметров медицинского оборудования можно разделить на две части – периодический и текущий. При эксплуатации РТА очень важно выполнять как текущий (постоянный) контроль дозиметрических параметров, так и периодический (более расширенный), так как от этого может зависеть жизнь и здоровье пациентов.

15.2. Измерение дозиметрических характеристик пучков излучения РТА относится к периодическим проверкам и должно проводиться в следующих случаях:

- 1) ввод в эксплуатацию нового аппарата;
- 2) ремонт аппарата, могущий повлечь изменение радиационных параметров пучков излучения;
- 3) проведение планового технического обслуживания на РТА;
- 4) не реже 1 раза в год.

Библиография

1. Определение поглощенной дозы при дистанционной лучевой терапии: Международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах единицы поглощенной дозы в воде. TRS-398. МАГАТЭ. 2004.
2. Ma C.-M., Coffey C.W., DeWerd L.A. et al. AAPM protocol for 40-300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology // *Med.Phys.* 2001. Vol. 28, № 6. P. 868–893.
3. Klevenhagen S.C., Aukett R.J., Harrison R.M. et al. The IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for x-rays below 300 kV generating potential (0.035 mm Al – 4 mm Cu HVL; 10-300 kV generating potential) // *Phys. Med. Biol.* 1996. Vol. 41. P. 2605–2625.
4. Aukett R.J., Burns R.J., Greener A.G. et al. Addendum to the IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for x-rays below 300 kV generating potential (0.035 mm Al – 4 mm Cu HVL) // *Phys. Med. Biol.* 2005. Vol. 50. P. 2739–2748.
5. Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie (NCS), Dosimetry of low and medium energy x-rays: A code of practice for use in radiotherapy and radiobiology. NCS Report 10. Berlin, 1997.
6. Deutsches Institut für Normung (DIN), Klinische Dosimetrie: Teil 4: Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 10 bis 100 kV in der Strahlentherapie und in der Weichteildagnostik. DIN 6809. Berlin, 1988.
7. Deutsches Institut für Normung (DIN), Klinische Dosimetrie: Teil 5: Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 100 bis 400 kV in der Strahlentherapie. DIN 6809-5. Berlin, 1996.
8. Dosimetrie von Röntgenstrahlen im niederen und mittleren Energiebereich. Schweizerische Gesellschaft für Strahlenbiologie und Medizinische Physik. 2001. № 9.
9. Васильев В.Н., Лебедев Л.А., Сидорин В.П., Ставицкий Р.В. Спектры излучения рентгеновских установок : справочник. М. : Энергоатомиздат, 1990.
10. Васильев В.Н., Коконцев А.А., Акулиничев С.В. Связь между кермой в воздухе и поглощенной дозой в воде при близкофокусной рентгенотерапии // *Медицинская физика.* 2013. № 3 (59). С. 5–14.

11. Васильев В.Н., Коконцев А.А. Дозиметрия излучения рентгенотерапевтического аппарата «РЕНТГЕН ТА-02» // Медицинская физика. 2008. № 4. С. 20–28.
12. Васильев В.Н., Смыслов А.Ю., Коконцев А.А. Сравнительный анализ протоколов абсолютной калибровки рентгенотерапевтических пучков низких и средних энергий // Медицинская физика. 2021. № 4. С. 29–45.
13. Нормы радиационной безопасности НРБ-99/2009. СанПин 2.6.1.2523-09.
14. Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности ОСПОРБ-99/2010. СП 2.6.1.2612-10.
15. ГОСТ Р 50267.8-93 (МЭК 601-2-8-87). Изделия медицинские электрические. Частные требования безопасности к терапевтическим рентгеновским аппаратам напряжением от 10 кВ до 1 МВ. Ч. 2. М. : Издательство стандартов, 2001.
16. Аппараты рентгеновские терапевтические, работающие в диапазоне анодного напряжения от 10 до 300 кВ. Технические требования для государственных закупок. ГОСТ Р 57498-2017.
17. Гигиенические требования к устройству и эксплуатации рентгеновских кабинетов, аппаратов и проведению рентгенологических исследований. Санитарные правила и нормативы СанПиН 2.6.1.1192-03.
18. ГОСТ 34100.3-2017/ISO/IEC Guide 98-3:2008. Межгосударственный стандарт. Неопределенность измерения. Ч. 3. Руководство по выражению неопределенности измерения. МКС 17.02.2018 г.
19. Aspradakis M.M., Zucchetti P. Acceptance, commissioning and clinical use of the Womed T-200 kilovoltage X-ray therapy unit // Brit. J. Radiol. 2015. Vol. 88. Art. 20150001.
20. Васильев В.Н., Коконцев А.А., Смыслов А.Ю., Амирова Е.А. Водно-эквивалентность пластика VirtualWater для фотонов низких энергий // Медицинская физика. 2014. № 3. С. 27–32.
21. Hill R., Holloway L., Baldoc C. A dosimetric evaluation of water equivalent phantoms for kilovoltage x-ray beams // Physics in Medicine and Biology. 2005. Vol. 50, № 21.
22. Kirpal Kohli, Fred Cao, Robert Heaton. Dosimetric evaluation of Plastic Water Diagnostic Therapy Ramani Ramaseshan. Fraser Valley Centre. Surrey. British Columbia and Radiation Physics. 2 Princess.

23. Midgley S.M. Measurements of the X-ray linear attenuation coefficient for low atomic number materials at energies 32–66 and 140 keV // *Radiat. Phys. Chem.* 2005. Vol. 72. P. 525–535.
24. Hill R.F., Brown S., Baldock C. Evaluation of the water equivalence of solid phantoms using gamma ray transmission measurements // *Radiation Measurements.* 2008. Vol. 43. P. 1258.
25. Иванов В.И. Курс дозиметрии. 3-е изд., перераб. и доп. М. : Атомиздат, 1978.

Приложения

Приложение 1

Связь между кермой в воздухе и поглощенной дозой в воде

Определение поглощенной дозы в воде с помощью ИК, калиброванной в единицах воздушной кермы, представляет собой нетривиальную задачу [10, 12]. Формализм, который в этом случае чаще всего используется, можно разделить на две части [2–5]:

– «In-air method» – метод получения поглощенной дозы в воде на поверхности водного фантома, основанный на измерении в воздухе с использованием ИК, калиброванной в воздухе.

– «In-phantom method» – метод калибровки для получения поглощенной дозы в воде, основанный на измерении в водной (водно-эквивалентной) среде с использованием ИК, калиброванной в воздухе.

Наиболее часто для определения поглощенной дозы в воде в диапазоне низких энергий с помощью ИК, калиброванной в единицах воздушной кермы, используется методика, описанная в протоколах TG-61, IPEMB и NCS Report 10 [2–5]. Данные методики предлагают проводить измерения в свободном воздухе без использования фантома. Переход от воздушной кермы к поглощенной дозе в воде осуществляется путем внесения соответствующих поправок и с учетом фактора обратного рассеяния от фантома. В то же время протокол IPEMB (для пучков с напряжением генерации 8–50 кВ) и протокол DIN 6809–4 допускают в качестве альтернативного варианта измерения на поверхности водно-эквивалентного фантома. Переход к поглощенной дозе в воде осуществляется на основе отношения массовых коэффициентов поглощения энергии с учетом компоненты рассеянного в фантоме излучения.

$$D_{w,z=0\text{ см}} = MN_K B_w [(\mu_{en}/\rho)_{air}^w]_{air} - \text{в свободном воздухе,} \quad (19)$$

$$D_{w,z=0\text{ см}} = MN_K k_{ch} [(\mu_{en}/\rho)_{air}^w]_{z=0\text{ см}} - \text{на поверхности фантома,} \quad (20)$$

где M – показания дозиметра со всеми необходимыми поправками, приведенными к условиям калибровки; N_K – калибровочный коэффициент камеры в единицах воздушной кермы для качества излучения, соответствующего условиям измерения в свободном воздухе; k_{ch} – коэффициент, определяющий поправку отклика ИК на разницу условий облучения между калибровкой в воздухе и измерением на поверхности водно-эквивалентного фантома (в разных протоколах определяется по-разному); B_w – фактор обратного рассеяния от водного фантома, определенный для поглощенной дозы в воде на его поверхности в центре поля облучения; $[(\mu_{en}/\rho)_{air}^w]_{air}$ – отношение массовых коэффициентов поглощения энергии в воде и воздухе, усредненных по спектру падающего пучка в воздухе без учета рассеянного излучения; $[(\mu_{en}/\rho)_{air}^w]_{water, z=0 \text{ см}}$ – отношение усредненных по действующему спектру массовых коэффициентов поглощения энергии в воде и воздухе.

Измерения в пучках средних энергий, как правило, проводятся в водном или водно-эквивалентном фантоме на глубине 2 см. Исключение составляет протокол TG-61, который допускает проведение измерений в открытом воздухе с помощью ИК, размещенной в точке, соответствующей РИП аппликатора. Однако в этом случае возникает проблема, вызванная конструкцией цилиндрической ИК. Поэтому измерения проводятся в точке с увеличенным расстоянием источник-детектор с последующим преобразованием к номинальному РИП методом обратных квадратов, т.е. фактически последующее преобразование происходит к поглощенной дозе на поверхности фантома.

Измерения в фантоме в диапазоне средних энергий на глубине 2 см с использованием ИК, калиброванной в единицах воздушной кермы, описывается в протоколах TG-61, IPEMB и NCS. Протокол DIN 6809-5 предлагает проводить измерения на глубине 5 см.

$$D_{w,z=2} = MN_K k_{ch} [(\mu_{en}/\rho)_{air}^w]_{z=2 \text{ см}, \emptyset}, \quad (21)$$

где M – показания дозиметра со всеми необходимыми поправками, приведенными к условиям калибровки; N_k – калибровочный коэффициент камеры в единицах воздушной кермы для качества излучения, соответствующего условиям измерения в свободном воздухе; K_{ch} – общий поправочный коэффициент, который учитывает поправки на угловые и энергетические характеристики фотонов при фактических измерениях в фантоме и калибровки в свободном воздухе, эффект цилиндрического корпуса и на искажение потока частиц воздушной полостью ИК; $[(\mu_{en}/\rho)_{air}^w]_{water,z=2\text{ см},\emptyset}$ – отношение массовых коэффициентов поглощения энергии в воде и воздухе, взвешенных по действующему спектру в точке измерения на глубине 2 см внутри фантома, включая рассеянное излучение (табл. П1.1, П1.2).

Т а б л и ц а П 1.1

**Отношение массовых коэффициентов в воде и воздухе
для РИ низкой энергии в зависимости от СПО (мм Al)**

СПО мм Al	AAPM TG-61	IPEMB	DIN-4	NCS
0,03	1,047	1,049	1,053	
0,04	1,047	1,047		
0,05	1,046	1,046		
0,06	1,046	1,045		
0,07			1,048	
0,08	1,044	1,043		
0,10	1,044	1,042		1,048
0,11			1,041	
0,12	1,043	1,041		
0,15	1,041	1,038		1,045
0,20	1,039	1,036		1,041
0,30	1,035	1,033		1,036
0,36			1,028	
0,40	1,031	1,030		1,033
0,50	1,028	1,027		1,030
0,60	1,026	1,026		1,027
0,71			1,023	
0,80	1,022	1,023		1,024

СПО мм Al	AAPM TG-61	IPEMB	DIN-4	NCS
0,94			1,019	
1,00	1,020	1,021		1,021
1,20	1,018	1,019		
1,50	1,017	1,018		1,018
2,00	1,018	1,018		1,017
2,80			1,019	
3,00	1,021	1,020		1,023
4,00	1,025	1,024		1,028
4,40			1,029	
5,00	1,029	1,029	1,033	1,034
6,00	1,034	1,035	1,039	1,040
7,00			1,045	1,046
8,00	1,045	1,047	1,051	1,052

Таблица П.1.2

**Отношение массовых коэффициентов в воде и воздухе для РИ
средней энергии в зависимости от СПО согласно AAPM TG-61 [2]**

СПО мм Cu	AAPM TG-61
0,10	1,020
0,20	1,028
0,30	1,035
0,40	1,043
0,50	1,050
0,60	1,056
0,80	1,068
1,00	1,076
1,50	1,085
2,00	1,089
3,00	1,100
4,00	1,106
5,00	1,109

Приложение 2

Краткие сведения о современных ИК, наиболее часто используемых для дозиметрии РИ

Здесь рассматриваются современные наиболее распространенные серийно изготавливаемые ИК, как плоскопараллельные для низких энергий РИ, так и цилиндрические ИК типа Farmer для средних энергий РИ.

ИК типа Farmer имеют стандартную конструкцию, которая мало отличается у различных производителей, основные характеристики этого типа камер даны в табл. П2.1. Плоскопараллельные ИК могут отличаться между собой формой, общими размерами, а также объемом чувствительной области. Основные характеристики плоскопараллельных ИК от разных производителей даны в табл. П2.2.

Практически все цилиндрические ИК типа Farmer являются водозащищенными или же поставляются со специальным водонепроницаемым рукавом. В настоящее время наиболее распространены ИК фирмы PTW Freiburg GmbH, Германия, и Standard Imaging США:

- Farmer Chamber Type 30013, 30010 (PTW);
- Exradin[®] A19 (Standard Imaging).

Т а б л и ц а П 2.1

Основные характеристики цилиндрических ИК типа Farmer.

Данные взяты из открытых источников

Объем полости, мм ³	Диаметр полости, мм	Длина полости, мм	Диаметр электрода, мм	Материал стенки	Толщина стенки, мм	Материал электрода	Диапазон энергии
0,62	6,1	21,6–23,0	1,0–1,15	C-552	0,5	Al, C552	30kV–50MV
				PMMA	0,335		
				Графит	0,09		

Примечание. PMMA – полиметилметакрилат (плексиглас, LuiciteTM, PerspexTM).

C552 – Shonka воздушно-эквивалентный пластик.

Таблица П2.2

Наиболее распространенные плоскопараллельные ИК для диапазона низких энергий

Модель	Изготовитель	Объем, мм ³	Диаметр полости, мм	Толщина окна, мм	Расстояние между электродами, мм	Материал	Материал электрода
34013	PTW	0,0053	2,9	0,03	0,9	ПЭ	Графит
23342	PTW	0,02	5,1	0,03	1,0	ПЭ	Al+графит
23344	PTW	0,2	13,0	0,03	1,5	ПЭ	Графит
A11TW	SI	0,93	20,0	0,04	1,5	Каптон	C552, D400, A150
A20	SI	0,074	1,93	0,08	1,8	Каптон	C552

Примечание. SI – Standard Imaging; ПЭ – полиэтилен; C552 – Shonka воздухоэквивалентный пластик; D400 – полистирол-эквивалентный пластик; A150 – Shonka тканеэквивалентный пластик. Данные взяты из открытых источников.

Более подробную информацию о цилиндрических и плоскопараллельных ИК можно найти в работах [1–8] и на сайтах компаний изготовителей.

Приложение 3

**Краткие сведения о твердотельных
водно-эквивалентных фантомах**

Здесь рассматриваются серийно изготавливаемые фантомы Virtual Water (Med-Cal), Plastic Water (CIRS, США), Plastic Water Low Energy (CIRS, США), Plastic Water Diagnostic Therapy (CIRS, США), Solid Water RMI-457 (Gammex-RMI), Solid Water WT1 (Gammex-RMI), полиметилметакрилат и RW3 (PTW Freiburg GmbH, Германия). Элементный состав и плотность фантомов приведены в табл. ПЗ.1.

Таблица ПЗ.1

**Элементный состав и плотность наиболее распространённых
водно-эквивалентных фантомов [1]**

Элемент	Вода	VW	PW	PWDT	PWLR	SW RMI-457	SW WT1	PMMA	RW3
H	11,2	7,7	7,79	7,4	7,91	8,09	8,1	8,05	7,59
C		68,74	59,82	46,7	53,6	67,22	67,2	59,98	90,41
N		2,27	1,78	1,56	1,74	2,4	2,4		
O	88,8	18,86	23,57	33,52	27,2	19,84	19,9	31,96	0,8
Ca		2,31	6,76			2,32	2,3		
Cl		0,13	0,23	0,24	0,23	0,13	0,1		
B				2,26					
Mg				6,88	9,28				
Al				1,4					
Ti									1,2
Плотность, г/см ³	1	1,032	1,03	1,039	1,029	1,03	1,02	1,19	1,045

Примечание. VW – Virtual Water; PW – Plastic Water; PWDT – Plastic Water Diagnostic Therapy; PWLR – Plastic Water Low Energy; SW RMI-457 – Solid Water RMI-457; SW WT1 – Solid Water WT1; PMMA – полиметилметакрилат (плексиглас, LuciteTM, PerspexTM).

Фантом Virtual Water предназначен и широко используется для гарантии качества лучевой терапии. Твердотельный фантом состоит из пластин размера $30 \times 30 \text{ см}^2$ различных толщин: от 2 до 60 мм. Для всего диапазона рентгеновского излучения ослабление пучков в материале сильнее, чем в воде, вследствие завышенного сечения фотоэффекта. Это может быть связано с нелинейной зависимостью сечения взаимодействия от энергии излучения, вследствие чего вклад рассеянного в материале излучения возрастает с увеличением энергии фотонов и с увеличением размера поля облучения. Фантом частично пригоден в качестве фантомного материала при использовании его в пучках средних энергий (от 10 до 300 кВ). Стоит отметить, что увеличение толщины материала значительно повышает погрешность – отклонение выходит за установленные пределы. Для пучков рентгеновского излучения низких энергий отклонения по дозе существенны, расхождение достигает 40%, что характеризует непригодность материала в качестве фантомного для данного диапазона энергий [20].

Твердотельный фантом Plastic Water является одним из серии фантомов, которые выпускаются фирмой CIRS (Norfolk, VA). Все серии фантома имеют размеры пластин $30 \times 30 \text{ см}^2$ в диапазоне толщин от 0,1 до 7 см. Plastic Water (high energy range) предназначен для дозиметрии в пучках высоких энергий (более 1 МВ). Максимальные дозовые отклонения для рентгеновского пучка энергии 75 кэВ могут достигать 23,2% на глубине 2 мм и 12,9% на глубине 30 мм, однако в диапазоне 75–300 кэВ максимальное отклонение составляет 2,2% [21].

Plastic Water DT представляет собой фантом, характеризующийся, согласно данным производителя, достаточной водно-эквивалентностью при облучении материала фотонными пучками от 50 кэВ до 15 МэВ. Используется в нишевых областях, где необходимы соответствующие параметры поглощения и затухания пучка как в диагностических, так в терапевтических диапазонах энергии. Радиационные характеристики в пучках низких и средних энергий очень близки к водным.

В диапазоне энергий от 10 кэВ до 50 МэВ дозовые отклонения от жидкой воды составляют не более 4%. При этом отклонение глубинной дозы при измерениях на ортовольтных режимах не превышает 1% на глубине до 10 см. Такая степень водно-эквивалентности характеризует пригодность материала в качестве фантомного для рентгеновского диапазона энергий [22].

Фантом Plastic Water LR применяется в брахитерапии для гарантии качества пучков низких энергий. Обеспечивает совпадение линейного коэффициента ослабления фотонов в пределах 0,5% относительно жидкой воды для интервала энергий 15 кэВ – 8 МэВ, а электронов – в пределах 1% [20].

Фантом Solid Water представлен производителем Gammex-RMI, Middleton, Wisconsin. Представлена серия фантомов Solid Water, например, Solid Water RMI-457, Solid Water WT1, Solid Water 457-CTG и др. Первый разработанный фантом Solid Water был предназначен для гарантии качества фотонного пучка. Необходимость создания водно-эквивалентного материала как для фотонного, так и электронного пучка послужила разработке фантома Solid Water RMI-457, получившего широкое распространение.

Фантом Solid Water RMI-457 представляет собой набор пластин различных размеров: 20×20, 30×30 или 40×40 см². Толщина также может варьироваться от 0,2 до 6,0 см. Согласно данным, представленным производителем, материал обладает высокой степенью водноэквивалентности как для фотонного, так и для электронного излучения: отклонение глубинных доз не превышает 1% по сравнению с водой.

Для рентгеновского пучка напряжения генерации 75 кВ максимальное дозовое отклонение составляет 2,4% на глубине 40 мм. Увеличение энергии пучка существенно снижает отклонение до 1% для 300 кВ пучка [21].

Solid Water WT1 в настоящий момент не представлен в официальном каталоге производителя, однако представляет интерес ввиду широкого распространения. Максимальное отклонение линей-

ного коэффициента ослабления для фотонных пучков диапазона 32,1–62,2 кэВ 99 мТс составляет 3,6% [23].

Solid Water HE (GammexTM Technology) Sun Nuclear является результатом развития линейки водно-эквивалентных фантомов Solid Water. По представленным на сайте производителя характеристикам данный фантом имеет согласие с водой 0,5% в широком диапазоне энергий и может использоваться для измерений в рентгеновских пучках низких энергий от 10 кВ.

Фантом RW3 (PTW-Freiburg, Freiburg, Germany) состоит из пластин разных толщин, что позволяет проводить измерение дозы на необходимой глубине. Размер пластин фантома составляет 30×30 см². Отклонение линейного коэффициента ослабления для фотонных пучков 99 мТс (140,5 кэВ) составляет 1,0% [24], что говорит о высокой степени водноэквивалентности фантома для данных энергий.

Фантомы из полиметилметакрилата (или плексигласа, LuciteTM, PerspexTM) иногда используются для гарантии качества вследствие их распространенности.

Максимальное отклонение линейного коэффициента ослабления для фотонных пучков диапазона 32,1–62,2 кэВ и 99 мТс (140,5 кэВ) составляет более 14% [23].

Фантом не характеризуется достаточной водноэквивалентностью при облучении низкоэнергетическими фотонными пучками и не пригоден для использования в рентгенотерапии или рентгенодиагностике.

Отклонения линейных сечений ослабления в пределах 5% для диапазона 20–100 кэВ обеспечивают фантомы Virtual Water, Plastic Water DT, Plastic Water LR, Solid Water RMI-457 (с 30 кэВ), Solid Water WT1. Соответственно, данные фантомы предпочтительнее использовать для задач высокоточной дозиметрии и гарантии качества пусков низких энергий. При этом только Plastic Water DT и Plastic Water LR обеспечивают аналогичные отклонения для энергий от 5 до 20 кэВ.

Применимость материалов в области средних энергий ограничена только для полиметилметакрилата. На основе сравнения полных линейных сечений взаимодействия можно сделать вывод о том, что для задач дозиметрии как низких, так и средних энергий потенциально применимы следующие фантомы: Virtual Water, Plastic Water DT, Plastic Water LR, Solid Water RMI-457 (с 30 кэВ), Solid Water WT1.

Учебное издание

**Измерение дозиметрических параметров
рентготерапевтических аппаратов
с напряжением генерации пучков
рентгеновского излучения
от 10 до 300 кВ**

Методические рекомендации

Редактор К.Г. Шилько
Компьютерная верстка А.И. Лелююр
Дизайн обложки Л.Д. Кривцовой

Подписано к печати 20.07.2023 г. Формат 60×84¹/₁₆.
Бумага для офисной техники. Гарнитура Times.
Печ. л. 3,7. Усл. печ. л. 3,4. Тираж 120 экз. Заказ № 5536.

Отпечатано на оборудовании
Издательства Томского государственного университета
634050, г. Томск, пр. Ленина, 36
Тел. 8+(382-2)–52-98-49
Сайт: <http://publish.tsu.ru>
E-mail: rio.tsu@mail.ru

ISBN 978-5-907722-11-8

