

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

**Е.С. Сухих, Л.Г. Сухих,
А.В. Вертинский, М.И. Клиновицкая**

КЛИНИЧЕСКАЯ ДОЗИМЕТРИЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

*Рекомендовано в качестве учебно-методического пособия
Редакционно-издательским советом
Томского политехнического университета*

Издательство
Томского политехнического университета
2021

ББК 31.42:53.6я73
УДК 615.74(075.8)
С91

Сухих Е.С.

С91 Клиническая дозиметрия рентгеновского излучения : учебно-методическое пособие / Е.С. Сухих, Л.Г. Сухих, А.В. Вертинский, М.И. Клиновицкая ; Томский политехнический университет. – Томск : Изд-во Томского политехнического университета, 2021. – 86 с.

ISBN 978-5-4387-0989-3

В пособии изложены основы клинической дозиметрии рентгеновского излучения в диапазоне энергий от 80 до 300 кэВ. Состоит из краткого теоретического минимума и описания практических особенностей клинической дозиметрии рентгеновского излучения.

Подготовлено на основе международных рекомендаций, разработанных ведущими специалистами в области клинической дозиметрии рентгеновского излучения для лучевой терапии.

Предназначено для магистрантов, обучающихся по направлению 14.03.02 «Ядерная физика и технологии», а также для медицинских физиков, работающих в радиотерапевтических отделениях.

**ББК 31.42:53.6я73
УДК 615.74(075.8)**

Рецензенты

Доктор биологических наук старший научный сотрудник
лаборатории цитогенетики НИИ медицинской генетики Томского НИМЦ
С.А. Васильев

Кандидат медицинских наук, доцент
ведущий научный сотрудник лаборатории разработки методов
и технологий лучевой терапии ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России
П.В. Ижевский

ISBN 978-5-4387-0989-3

© ФГАОУ ВО НИ ТПУ, 2021
© Сухих Е.С., Сухих Л.Г.,
Вертинский А.В., Клиновицкая М.И., 2021
© Оформление. Издательство Томского
политехнического университета, 2021

ВВЕДЕНИЕ

Рентгеновское излучение в киловольтном диапазоне энергий широко использовалось в лучевой терапии с начала XX в. С развитием техники в XX в. применение рентгеновских пучков в лучевой терапии постепенно стало снижаться из-за широкого внедрения источников фотонов высоких энергий и протонных пучков. Тем не менее, киловольтное излучение играет достаточно важную роль в лечебных и диагностических процедурах онкологических и неонкологических заболеваний и доступно во многих радиотерапевтических отделениях.

Киловольтное рентгеновское излучение генерируется ускоренными электронами при их взаимодействии с анодом (мишенью). Большая часть кинетической энергии электронов в мишени превращается в тепло, и лишь небольшая доля энергии излучается в виде фотонов рентгеновского диапазона, которые делятся на фотоны характеристического рентгеновского излучения (ХРИ) и фотоны тормозного излучения (ТИ). Поскольку спектр фотонов тормозного излучения является непрерывным и может различаться в зависимости от конструкции рентгеновской трубки, необходима дополнительная характеристика, описывающая разные пучки с одинаковой максимальной энергией спектра. Такая характеристика называется «качеством пучка» и, как правило, выражается через величину слоя половинного ослабления (СПО), т. е. такую толщину слоя алюминия, меди или других ослабителей, которая снижает интенсивность узкого пучка вдвое.

Лучевая терапия с использованием киловольтного рентгеновского излучения делится на так называемую «ближнефокусную» («низкоэнергетическую» или «поверхностную») и «дальнефокусную» («среднеэнергетическую» или «ортовольтную»):

1. «Низкоэнергетическое рентгеновское излучение» – рентгеновское излучение, генерируемое разностью потенциалов, которая ниже или равна 100 кВ. Дозиметрия рентгеновского излучения низкой энергии традиционно основана на измерениях экспозиционной дозы или кермы в воздухе с помощью ионизационной камеры (как правило, плоскопараллельной камеры).

2. «Среднеэнергетическое рентгеновское излучение» – рентгеновское излучение, генерируемое разностью потенциалов трубки выше 100 кВ. Определение поглощенной дозы в этом случае проводят через измерение воздушной кермы или поглощенной дозы в воде (измерения проводятся в водном или тканезквивалентном фантоме) с помощью ионизационной камеры цилиндрической или плоскопараллельной формы.

Клиническая дозиметрия киловольтного излучения на основе ионизационных камер (ИК), калиброванных по воздушной керме в воздухе, детально описана в рекомендациях рабочей группы № 61 Американской ассоциации физиков в медицине (American Association of Physicists in Medicine, Task Group – AAPM TG-61 [1]). Доза на поверхности воды рассчитывается путем преобразования значения экспозиционной дозы или кермы в воздухе в значение поглощенной дозы в воде с применением поправочного коэффициента, учитывающего эффект обратного рассеяния. Такой подход остается основой наиболее распространенных методических указаний для низкоэнергетического рентгеновского излучения. Для ортовольтного излучения международные рекомендации МАГАТЭ (Серия Технических Докладов TRS-398) [2] предписывают использовать ИК, калиброванные в единицах поглощенной дозы в воде для уменьшения неопределенностей при измерениях.

Целью практикума является получение практических навыков определения спектральных и дозиметрических характеристик рентгеновского пучка в воздухе, воде и тканезквивалентных материалах.

1. ОБОРУДОВАНИЕ

1.1. Рентгенотерапевтический аппарат

Аппарат XSTRAHL 300 (производитель Xstrahl Limited, Великобритания, дата изготовления 2013 г.) представляет собой комплекс оборудования, состоящий из трех основных частей [3]:

- излучатель на основе керамической рентгеновской трубки (модель NDI-321, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA), штатив рентгеновской трубки, система охлаждения (рис. 1.1, а);
- управляющий компьютер с пультом управления;
- устройства внешней сигнализации и обеспечения безопасности.



а



б



в

Рис. 1.1. Общий вид рентгенотерапевтического аппарата XSTRAHL 300 (а) (Томский областной онкологический диспансер, штатив монтируемый на потолок и стену); штатив рентгеновской трубки, монтируемый на пол и стену (б); на потолок (в)

Аппарат XSTRAHL 300 – это рентгенотерапевтическая система, предназначенная для лучевого лечения поверхностно расположенных заболеваний, которая генерирует рентгеновское излучение в диапазоне напряжений от 60 до 300 кВ при силе тока от 2 до 30 мА (мощность 400...3200 Вт). Система XSTRAHL 300 может поставляться со штативом рентгеновской трубки, который монтируется на пол (рис. 1.1, б) и стену или закрепляется на потолке (рис. 1.1, в).

Характеристики системы с креплением к полу и стене: максимальный балансируемый вес – 75 кг, минимальное расстояние от фокуса до поля – 620 мм, вертикальное перемещение – 1289 мм, перемещение горизонтальной штанги – 400 мм, угол вращения вокруг горизонтальной оси – $\pm 180^\circ$, угол вращения вокруг вертикальной оси – $\pm 90^\circ$.

На катод и анод подается высоковольтное напряжение с потенциалом до 150 кВ на каждый. Технические характеристики рентгеновской трубки представлены в табл. 1.1.

Таблица 1.1

Характеристики рентгеновской трубки

Размер фокального пятна	8 мм, выравнивание фокального пятна по отношению к центральной оси аппликатора в пределах $\pm 0,5$ мм
Материал мишени	вольфрам
Ускоряющий потенциал	60...300 кВ
Ток пучка	2...30 мА
Собственная фильтрация	2 мм \pm 1 мм Вe
Максимальная мощность трубки	3200 Вт
Потребляемая мощность	320 кВА/10,0 мА
Общее покрытие поля	40°
Анодный угол	30°
Вес	41 кг

Рентгеновское излучений – это совокупность тормозного и характеристического излучения, возникающих при взаимодействии ускоренных электронов с анодом рентгеновской трубки. Схема рентгеновской трубки представлена на рис. 1.2. Рентгеновские трубки различаются по типу конструкции, способу получения пучка электронов, его фокусировки, вакуумированию, охлаждению анода, размерам и форме фокуса (области излучения на поверхности анода) и др. Наиболее широко применяются отпаянные рентгеновские трубки с термоэмиссионным катодом, водяным или масляным охлаждением анода, электростатической фокусировкой электронов.

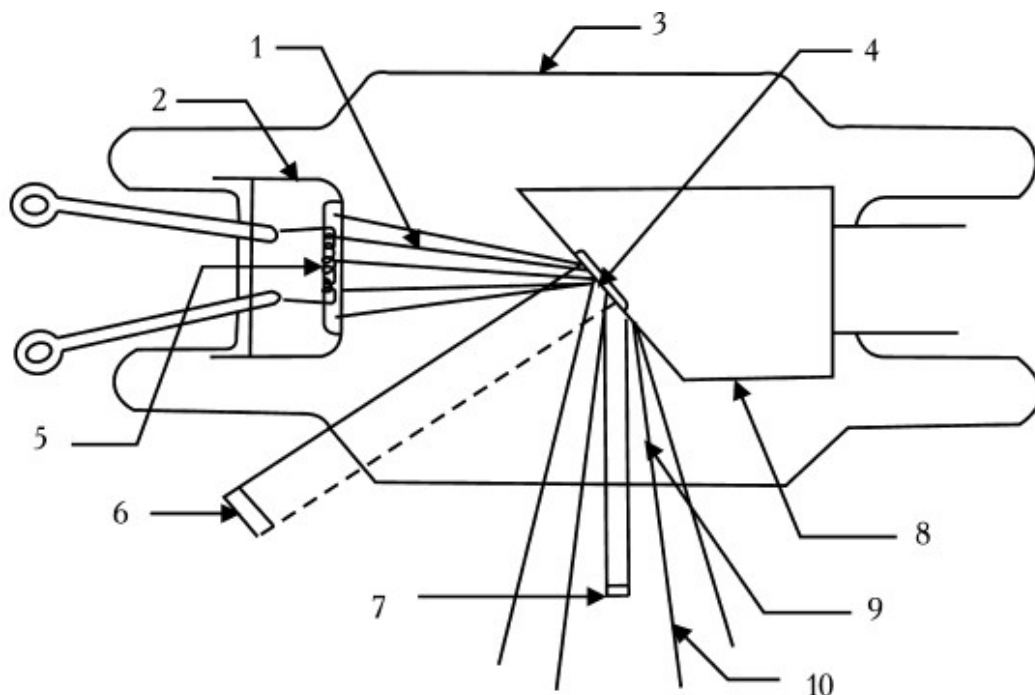


Рис. 1.2. Рентгеновская трубка: 1 – электронный пучок; 2 – катод с фокусирующим электродом; 3 – стеклянная оболочка (трубка); 4 – вольфрамовая мишень (антикатод); 5 – нить накала катода; 6 – реально облучаемая площадь; 7 – эффективное фокальное пятно; 8 – медный анод; 9 – окно; 10 – рассеянное рентгеновское излучение

Типичный спектр излучения рентгеновской трубки показан на рис. 1.3.

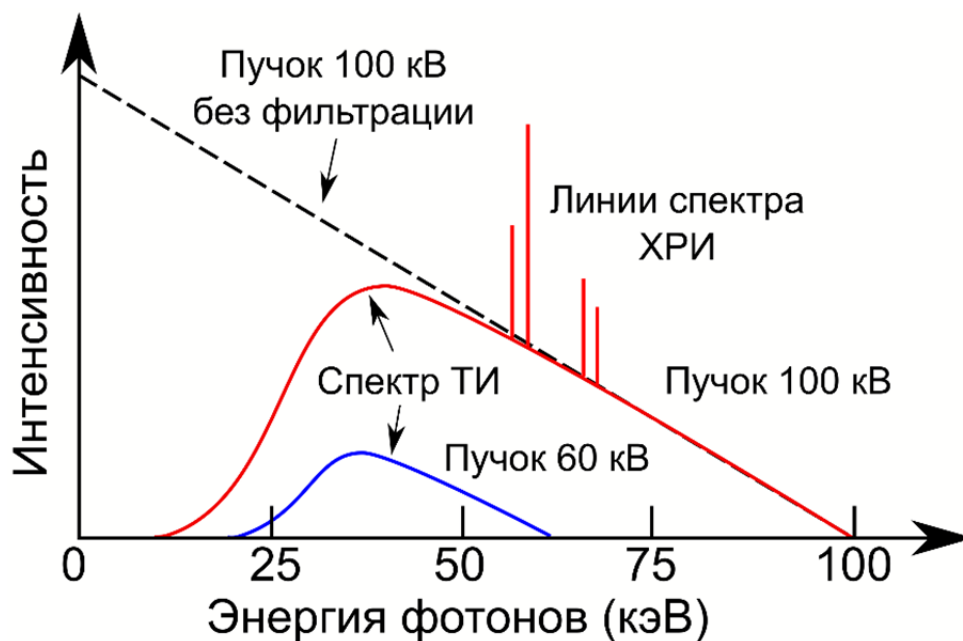


Рис. 1.3. Типичный спектр излучения, испускаемого рентгеновской трубкой

В качестве системы охлаждения в аппарате XSTRAHL 300 используется одноконтурная система с масляным охлаждением. Охлаждение нагретого масла происходит в радиаторах, расположенных в отдельном блоке, посредством принудительного обдува воздухом комнатной температуры.

Электромагнитные механизмы блокируют движения штатива рентгеновской трубки (рис. 1.4). Их можно отключить по отдельности или вместе путем нажатия кнопок, расположенных на передней панели рентгеновской трубки. Справа и слева от панели рентгеновской трубки есть две кнопки, разрешающие движение. Движение возможно только при нахождении одной из разрешающих движение кнопок в нажатом состоянии. Кнопки поперечного, продольного и бокового движения обозначаются стрелками (рис. 1.4).

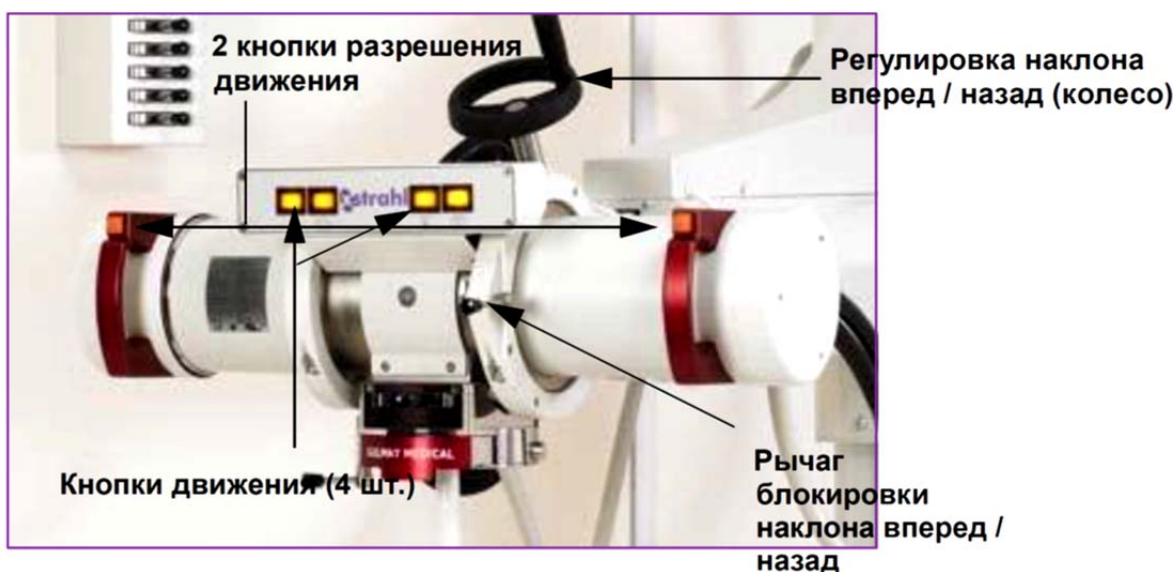


Рис. 1.4. Система управления штативом, монтируемый на пол и стену

Система XSTRAHL 300 включает набор фильтров и аппликаторов для формирования радиационных полей различной формы и размера (рис. 1.5). Перед клиническим применением проводится калибровка рентгеновского пучка для комбинаций «аппликатор–фильтр» (табл. 1.2). Фильтры системы XSTRAHL 300 располагаются в специальной секции для хранения. Они вставлены в отдельные слоты только с целью хранения. Из секции для хранения извлекается только фильтр, требуемый для лечения (рис. 1.5, б).

Терапевтические аппликаторы изготавливаются из меди с прозрачным дистальным концом из перспекса для визуального контроля. Масса каждого аппликатора (рис. 1.5, а) составляет от 3,05 до 5,4 кг. Самый тяжелый аппликатор соответствует наибольшему поперечному размеру поля при расстоянии от источника до поверхности кожи (РИП) до 50 см. Размер поля и РИП выгравированы на нижней стороне верхнего элемента аппликатора.



Рис. 1.5. Общий вид аппликаторов (а) и фильтров в соответствующих секциях (б) рентгенотерапевтического аппарата XSTRAHL 300

Таблица 1.2

Стандартный набор аппликаторов системы XSTRAHL 300

Открытые круглые аппликаторы (РИП 30 см)	Закрытые квадратные аппликаторы (РИП 50 см), толщина закрытого окна 1 мм пластика, см
$D = 3$ см	4×4
$D = 4$ см	6×6
$D = 5$ см	8×8
$D = 10$ см	10×10
	15×15
	20×20

Каждый аппликатор (или тубус) кодируется с помощью ряда выемок, расположенных вокруг верхнего элемента. Сенсоры распознавания аппликатора находятся вдоль внутренней задней поверхности модуля под рентгеновской трубкой и расположены диагонально друг относительно друга (рис. 1.6, а). Аппликаторы обычно хранятся в процедурной. Их необходимо хранить так, чтобы поверхность из нержавеющей стали (торцевая часть, которая входит и фиксируется в модуле рентгеновской трубки) находилась вверху, а передняя часть внизу на защитной ткани. Большинство аппликаторов с РИП 30 см – открытые с прозрачными концами, а аппликаторы с РИП 50 см – закрытые с прозрачными концами.

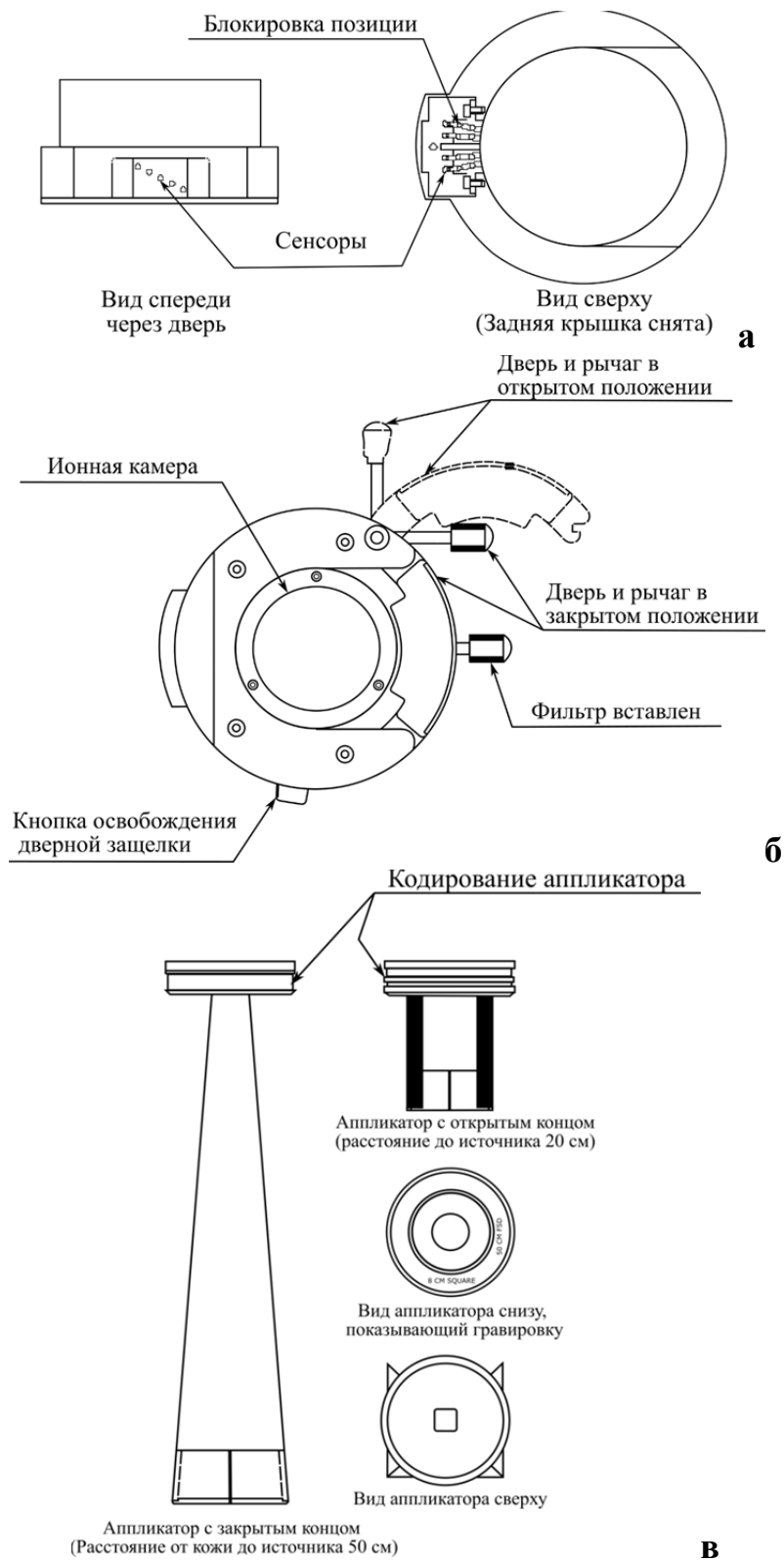


Рис. 1.6. Схема кодировки (сенсоры) и блокировки аппликаторов (а), изображение модуля (имеющий несколько слотов для установки аппликатора и фильтра) аппарата (рентгеновская трубка) (б) и общее изображение аппликаторов (в)

В системе XSTRAHL 300 используется набор дополнительных фильтров рентгеновского излучения, задачей которых является подавление низкоэнергетической части спектра. Каждый фильтр соответствует своему ускоряющему потенциалу. Для защиты от ошибок при установке терапевтических фильтров предусмотрена система кодирования и блокировки начала процедуры в случае несоответствия фильтра и потенциала (рис. 1.7). Система может иметь до десяти фильтров – девять фильтров для проведения лечения и один фильтр для прогрева. Фильтр для прогрева состоит из свинца и сконструирован таким образом, чтобы полностью блокировать рентгеновское излучение на максимальных возможных потенциалах и токах.

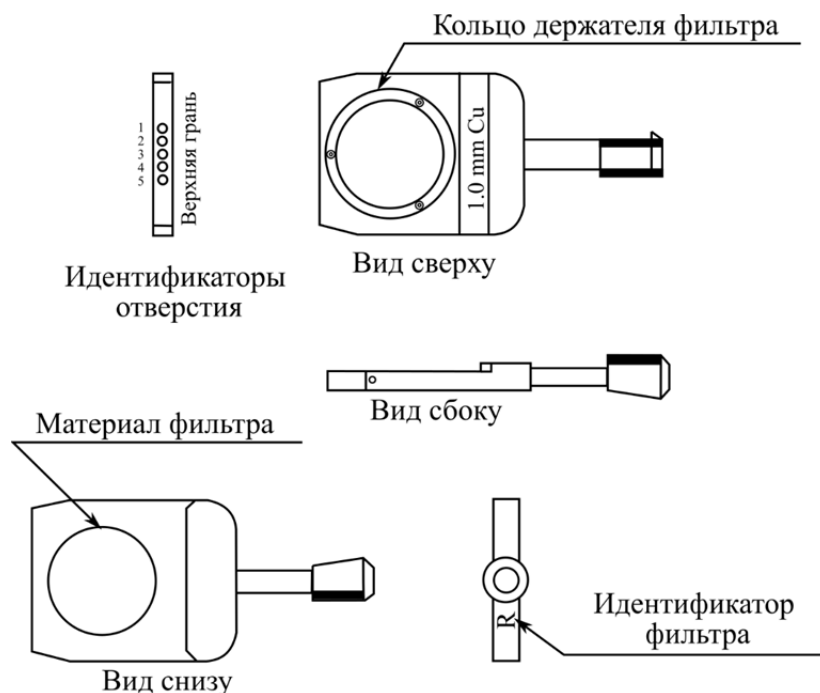


Рис. 1.7. Изображение держателя фильтра системы XSTRAHL 300

Каждый фильтр состоит из корпуса, держателя фильтра, кольца держателя фильтра и рукоятки. Следует избегать контакта с материалом фильтра во избежание его повреждения. Клинические фильтры помечены в соответствии со значением слоя половинного ослабления (СПО). На передней рукоятке фильтра имеется номер фильтра: R – фильтр для прогрева и 1–9 – для клинических случаев. На противоположном конце фильтра имеется ряд небольших выемок, которые необходимы для распознавания фильтра при вставке его в модуль под рентгеновской трубкой. Таким образом, каждый фильтр имеет свой уникальный код. В системе управления трубкой «Imperium» (табл. 1.3) каждому значению напряжения установлен в соответствие только один фильтр. При несоответствии система выдаст ошибку.

Каждый фильтр состоит максимум из трех материалов (алюминий, медь и олово) с максимальной физической толщиной 4 мм (табл. 1.3). Результирующий СПО зависит от материала и толщины в сочетании с напряжением на трубке. Полученный СПО будет влиять на процентную глубинную дозу.

Таблица 1.3

Стандартные фильтры системы XSTRAHL 300

Фильтр	1	2	3	4	5	6	7	8	9
кВ	60	80	100	120	150	180	200	250	300
СПО 1 (мм)	1,5 Al	2,5 Al	3,0 Al	5,0 Al	6,0 Al	0,5 Cu	1,0 Cu	2,0 Cu	3,0 Cu
СПО 2 (мм)	1,0 Al	2,0 Al	2,0 Al	0,5 Al 0,1 Cu	1,0 Al 0,1 Cu	0,5 Al 0,15 Cu	1,0 Al 0,45 Cu	1,0 Al 0,1 Cu	1,5 Al 0,25 Cu 0,5 Sn

Рентгеновскую трубку необходимо ежедневно прогревать перед началом работы (время, выделяемое на ежедневный прогрев – 17 мин, длительный прогрев – 63 мин, время стадии прогрева может варьироваться в зависимости от максимального значения напряжения, установленного на блоке управления). При прогреве трубки устанавливают фильтр для прогрева, состоящий из 6 мм свинца, который блокирует излучение. Рекомендуется оставлять фильтр для прогрева вставленным в модуль под рентгеновской трубкой на ночь, чтобы система была готова к ежедневному прогреву на следующий день.

Система управления рентгеновским аппаратом XSTRAHL 300 TP2 включает в себя управляемый компьютером интерфейс с консолью управления рентгеновским излучением и сам блок управления TP2. Система выполняет полностью автоматизированный постепенный прогрев. Запуск электропитания аппарата происходит через главный блок управления TP2, расположенный в процедурной, при перемещении из положения «О» (выкл.) в положение «ВКЛ.». Выключатель подключает к сети электропитания следующие компоненты системы:

- генератор;
- система охлаждения;
- штатив рентгеновской трубки;
- цепь аварийной защиты.

Программные продукты, поставляемые вместе с системой XSTRAHL 300, делятся на технико-физические, доступные только для инженеров и медицинских физиков, и клинические, доступные для операторов и медицинских физиков. В качестве клинического программного обеспечения используется «Imperium».

В задачи управляющего компьютера с программным обеспечением «Imperium» входит:

- создание базы данных пациентов (ФИО, диагноз);
- задание и доставка терапевтической дозы на основании данных по мониторным единицам (МЕ) или времени;
- сохранение информации обо всех сеансах облучения (размер поля, время облучения или количество МЕ, напряжение на трубке, фильтры или СПО).

Программное обеспечение Fisica дает возможность отрегулировать аппарат в соответствии с индивидуальными потребностями. Программное обеспечение позволяет настраивать все параметры рентгеновской системы, в том числе максимальную энергию, клинические фильтры и аппликаторы (например, при вводе в эксплуатацию новых аппликаторов), дозиметрическую калибровку рентгеновских пучков. В приложении «Fisica» имеется четыре основные базы данных, которые определяют индивидуальные характеристики для каждого аппарата. После настройки аппарата и синхронизации базы данных с системой управления TR2 новые возможности активируются в программном обеспечении для проведения лучевой терапии.

1.2. Клинический дозиметр

Приспособления для измерения тока или заряда ионизационной камеры включают электрометр и источник высокого напряжения для ионизационной камеры.



Рис. 1.8. Клинический дозиметр Dose 1

Дозиметр клинический Dose-1 (далее – дозиметр, рис. 1.8) предназначен для измерений поглощенной дозы (ПД) и мощности поглощенной дозы

(МПД) высокоэнергетических фотонных и электронных пучков, гамма- и рентгеновского излучений, а также амбиентного эквивалента дозы (ЭД) и мощности амбиентного эквивалента дозы (МЭД) фотонного излучения [6].

Принцип действия дозиметра основан на измерении силы электрического тока или заряда, образующихся в блоках детектирования – ионизационных камерах под воздействием ионизирующих излучений. Конструктивно дозиметр состоит из электрометра и ионизационных камер. Измерение электрических величин и преобразование их в дозиметрические осуществляется с помощью электрометра. Связь между ионизационными камерами и электрометром осуществляется с помощью специального трехжильного кабеля. Возможно также подключение полупроводниковых и алмазных детекторов.

Основные характеристики электрометра:

- вывод на экран всех измеряемых величин, коэффициентов ионизационных камер и поправочный коэффициентов;
- одновременное измерение и вывод на экран значений дозы, мощности дозы, средней мощности дозы, заряда и тока;
- большой высококонтрастный графический дисплей с широким углом обзора (160°);
- сохраняет в памяти (библиотеках) до 40 наборов специальных данных о датчиках, а также о поправочных коэффициентах для ионизационных камер и контрольных радиоактивных источников;
- имеет встроенный источник самотестирования для проведения тестов утечек тока и значения высокого напряжения для обеспечения максимальной надежности как электрометра, так и датчика.

Технические характеристики клинического дозиметра Dose-1 представлены в табл. 1.4.

Таблица 1.4

Технические характеристики клинического дозиметра Dose-1

Высокое напряжение	До ±500 В с шагом 1 В
Заряд (доза)	40 пКл – 1,0 Кл с шагом 0,1 пКл
Ток (мощность дозы)	40пА – 1000нА с шагом 0,1 пА
Измерение электрических величин	заряд (С), ток (А)
Измерение дозиметрических величин	Гр, Зв, R, рад, бэр
Точность/повторяемость	±0,2 %
Утечка тока	≤ ±10 пА, обычно 1 пА
Линейность	<±0,25 % во всем диапазоне
Стабильность	<±0,25 % в год

1.3. Ионизационные камеры

Для целей клинической дозиметрии аппаратов лучевой терапии, как правило, используют два типа ионизационных камер – цилиндрическую и плоскопараллельную [2].

1.3.1. Цилиндрическая ионизационная камера

Ионизационные камеры (ИК) цилиндрического типа могут использоваться для калибровки радиотерапевтических пучков рентгеновского излучения с разностью потенциалов выше 80 кВ при величине СПО более 2 мм алюминия, гамма-излучения кобальта-60, высокоэнергетических фотонных пучков, электронных пучков с энергией выше 10 МэВ, терапевтических протонных пучков и пучков тяжелых ионов. Этот тип ионизационных камер очень удобен для измерений в водном фантоме. Размер объема чувствительной полости камеры лежит в пределах от $0,05 \text{ см}^3$ до 1 см^3 . Этот диапазон размеров представляет собой компромисс между необходимостью сбора достаточного заряда и способностью измерять дозу в точке. Этим условиям удовлетворяют цилиндрические камеры с внутренним диаметром воздушной полости, не превышающим 7 мм, и внутренней длиной не более 25 мм. При использовании камера должна быть установлена таким образом, чтобы флюенс излучения был примерно одинаковым по всему поперечному сечению полости камеры. Поэтому диаметр полости задает нижний предел размера измеряемого поля [2].

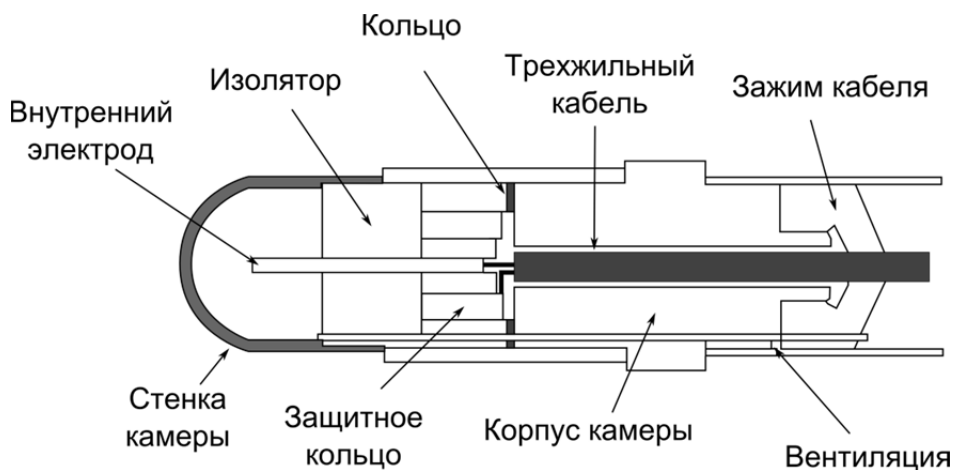


Рис. 1.9. Поперечное сечение цилиндрической водонепроницаемой наперстковой камеры для сканирования пучка в водном фантоме

На рис. 1.9 показана типичная наперстковая камера (форма стенок напоминает обычный наперсток). Внутренняя поверхность камеры покрыта специальным электропроводящим материалом, который служит электродом (в частности, стенка камеры изготовлена из графита). Вторым электродом служит металлический стержень из алюминия

($Z_{эфф} = 13$), который позволяет скомпенсировать низкий атомный номер углерода ($Z_{эфф} = 6$) по сравнению с биологической тканью ($Z_{эфф} = 7,5$). Центральный электрод находится на оси камеры и электрически изолирован от ее корпуса. Изолятор состоит из политрихлорфторэтилена. Между двумя электродами прикладывается высокое напряжение (не более 400 В), обеспечивающее сбор образованных в объеме камеры ионов.

Большинство наперстковых камер, сконструированных для сканирования пучка, являются водонепроницаемыми, их легко адаптировать к измерениям в воде.

Если ионизационная камера не является водонепроницаемой, то она должна использоваться с водонепроницаемой насадкой. Насадка изготавливается из ПММА (полиметилметакрилат) с толщиной стенки не более 1 мм, что позволяет камере достигать теплового равновесия с водой менее чем за 10 мин. Насадка должна быть разработана так, чтобы давление воздуха в камере быстро выравнивалось с давлением окружающего воздуха. Для этого между камерой и насадкой должен быть обеспечен воздушный зазор размером от 0,1 до 0,3 мм. Для того чтобы уменьшить накопление водяного пара вокруг камеры, водонепроницаемая насадка не должна оставаться в воде дольше, чем это необходимо для проведения измерений. Дополнительная точность достигается путем использования для всех последующих измерений одной и той же насадки, использовавшейся для калибровки камеры в поверочной лаборатории.

При установке камеры на опорной глубине в воде h_{ref} должны быть учтены возмущающие эффекты полости камеры, ее стенки, водонепроницаемой насадки или оболочки. Если качество пучка Q пользователя такое же, как качество Q_0 при первичной (поверочной) калибровке или при использовании измеренных коэффициентов качества k_{Q,Q_0} , возмущающие эффекты учтены при калибровке камеры и этого обычно достаточно для того, чтобы поместить камеру на такую же глубину, как и при калибровке. При отсутствии возможности калибровки для пучка пользователя используют вычисленные значения коэффициента k_{Q,Q_0} , в котором учтены некоторые возмущающие эффекты, а остальные должны быть учтены при фиксировании камеры [2].

В данном методическом руководстве для абсолютной дозиметрии ортовольтного пучка рентгеновского излучения используется ионизационная камера FC65-G наперсточного типа Фармер (рис. 1.10). Она предназначена для абсолютной дозиметрии фотонов и электронов в воде, воздухе и материале фантома.



Рис. 1.10. Ионизационная камера FC65-G

Основные свойства камеры представлены в табл. 1.5.

Таблица 1.5

Характеристики ионизационной камеры типа Фармер FC65-G

Чувствительность камеры	$4,828 \cdot 10^7$ Гр/Кл
Объем камеры	$0,65 \text{ см}^3$
Длина камеры	23,1 мм
Радиус камеры	3,1 мм
Материал стенки	Графит
Толщина стенки	$0,073 \text{ г/см}^3$
Энергетический диапазон чувствительности камеры	0,07...50 МэВ
Минимальное значение поглощенной дозы	>10 мкГр
Материал центрального электрода	Алюминий
Применение	Измерение в твердотельном и водном фантоме
Максимальное рабочее напряжение камеры	300 В

1.3.2. Плоскопараллельная ионизационная камера

Для измерения низкоэнергетического рентгеновского излучения используют ионизационные камеры плоскопараллельного типа. При использовании окно камеры устанавливают на одном уровне с поверхностью фантома. Камера должна иметь входное окно, состоящее из тонкой мембраны толщиной порядка $2 \dots 3 \text{ мг/см}^2$. При использовании в пучках свыше 50 кВ камера должна иметь дополнительную пластиковую фольгу, присоединенную к окну, чтобы обеспечивать электронное равновесие первичного пучка и отфильтровывать вторичные электроны, порожденные приспособлениями, ограничивающими пучок. Для того чтобы уменьшить зависимость показаний камеры от формы спектра рентгеновского излучения, ее чувствительность должна меняться менее чем на 5 % во всем используемом энергетическом диапазоне [8].

Плоскопараллельная ионизационная камера (ППК) состоит из двух плоских стенок, одна из которых является окном ввода и поляризационным электродом, а другая – собирающим электродом, а также из защитного кольца. Задняя стенка представляет собой блок из проводящего пластика или непроводящих материалов (как правило, плексиглас или полистирол) с тонким проводящим слоем графита, который формирует собирающих электрод. Схема плоскопараллельной ионизационной камеры показана на рис. 1.11.

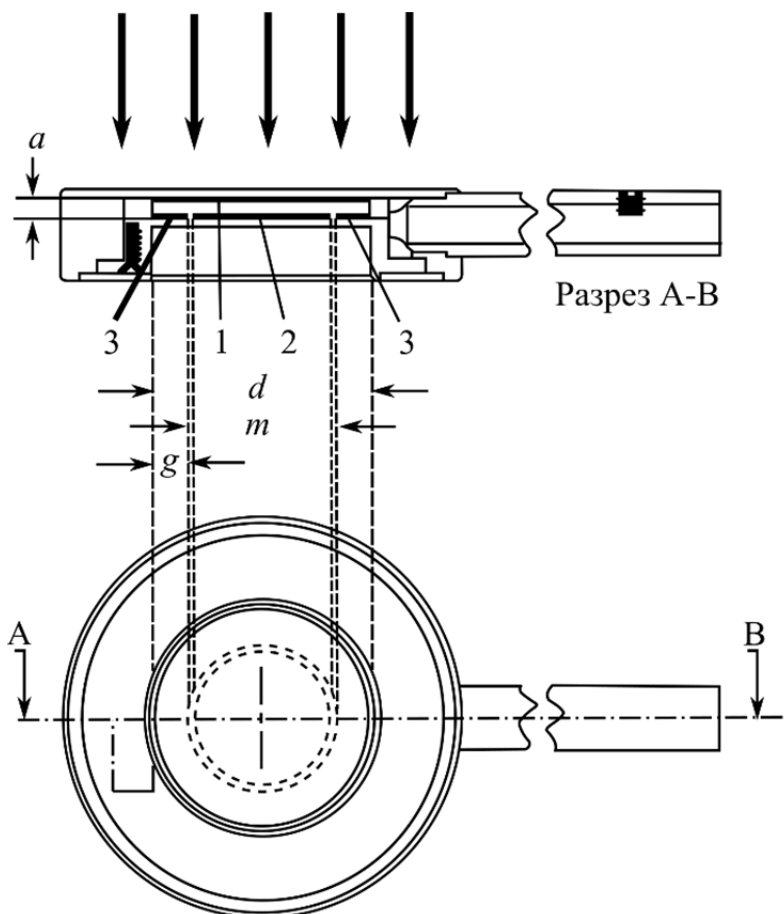


Рис. 1.11. Плоскопараллельная ионизационная камера: 1 – поляризующий электрод; 2 – измерительный электрод; 3 – защитное кольцо; a – высота (расстояние между электродами) воздушной полости; d – диаметр поляризационного электрода; m – диаметр собирающего электрода; g – ширина защитного кольца

В данном руководстве для проведения абсолютной дозиметрии мягкого рентгеновского излучения используется плоскопараллельная камера РТW 23342, которая спроектирована для измерений в твердотельном фантоме (рис. 1.12). Камера калибруется по поглощенной дозе в воде. Основные технические характеристики данной камеры представлены в табл. 1.6.

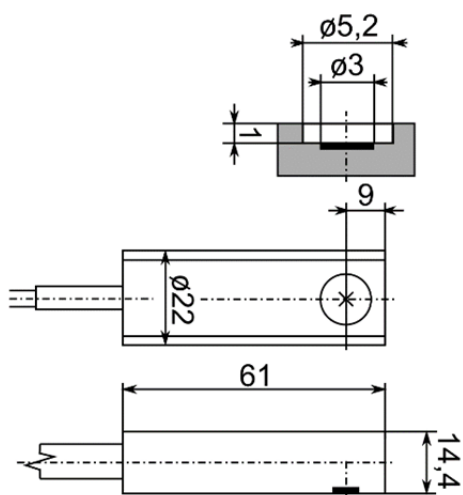


Рис. 1.12. Плоскопараллельная ионизационная камера PTW 23342

Таблица 1.6

Технические характеристики плоскопараллельной ионизационной камеры для мягкого рентгена PTW 23342

Чувствительность камеры	$1,349 \cdot 10^9$ Гр/Кл
Объем камеры	$0,02 \text{ см}^3$
Чувствительный объем	Радиус 1,5 мм, глубина 1 мм
Материал стенки (входного окна)	Полиэтилен ((CH ₂) _n)
Материал мембраны	Полиэтилен
Толщина мембраны	$2,76 \text{ мг/см}^2$
Диапазон напряжений рентгеновского аппарата	От 15 до 100 кВ
Материал центрального электрода	Графит
Максимальное рабочее напряжение камеры	300 В

1.4. Фантомы

Рекомендации МАГАТЭ основаны на использовании воды в качестве среды для измерений поглощенной дозы как для фотонов высоких энергий, так и для средне- и низкоэнергетических рентгеновских пучков. Фантом должен быть по крайней мере на 5 см больше, чем максимальный размер поля, используемый при глубинных измерениях. Также должен быть запас глубины не менее 5 г/см^2 относительно максимальной глубиной измерения [2]. Для рентгеновского излучения среднего диапазона энергий запас должен быть не менее 10 г/см^2 . На рис. 1.13 представлен водный фантом, используемый в лабораторных работах. Технические характеристики фантома представлены в табл. 1.7 [4].



Рис. 1.13. Водный фантом Blue Phantom²

Таблица 1.7

Технические характеристики анализатора дозного поля Blue Phantom²

Сканируемый объем (X/Y/Z)	480 × 480 × 410 мм
Точность позиционирования	±0,1 мм
Воспроизводимость позиционирования	±0,1 мм по трем осям
Сканируемый объем (X/Y/Z)	480 × 480 × 410 мм
Точность позиционирования	± 0,1 мм
Воспроизводимость позиционирования	±0,1 мм по трем осям
Размер резервуара (L × W × H)	675 × 645 × 560 мм
Вес	45 кг
Толщина стен, материал	15 мм, акрил
Приблизительный объем	200 л

Твердые фантомы в форме пластин, такие как полистерен (рис. 1.14), ПММА, и некоторые водозэквивалентные пластики, такие как «твердая» вода, «пластиковая» вода, «виртуальная» вода и т. д., могут использоваться для дозиметрии для низкоэнергетического рентгеновского излучения. В идеальном случае материал фантома должен быть водозэквива-

лентным (табл. 1.8), т. е. иметь такие же свойства поглощения и рассеяния как вода. Элементный состав (в долях к весу), номинальная плотность и средний атомный номер материалов фантома должны учитываться при дозиметрических измерениях. Значение дозы, измеренное для водозэквивалентного пластикового фантома, всегда должно быть соотнесено с поглощенной дозой в воде на определенной глубине в однородном водном фантоме.

Таблица 1.8

Технические характеристики твердотельного фантома SP34

Материал фантома	RW3 (98 % полистирен, 2 % TiO ₂)
Плотность	1,045 г/см ³
Толщина пластин	1...20 мм
Диапазон энергий	0,1...50 МэВ; 2...50 МэВ
Размерность (Д × Ш × В)	30 × 30 × 30 см

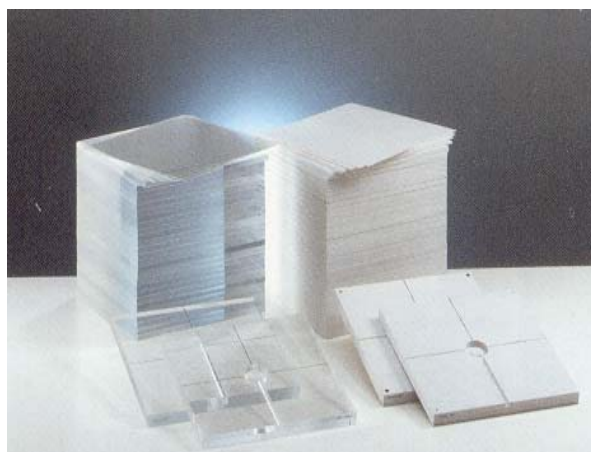


Рис. 1.14. Твердотельный фантом SP34

Несмотря на возрастающую популярность, пластиковые фантомы категорически не рекомендуется использовать при калибровках (за исключением низкоэнергетического рентгеновского излучения), т. к. в основном из-за их использования возникают большие расхождения в определении поглощенной дозы для большинства типов пучков. Это происходит главным образом за счет разности в плотности между различными партиями и приблизительных методах сопоставления глубин и поглощенной дозы (или флюенса) при переходе от пластика к воде. Поскольку производитель сообщает о различиях в плотности до 4 %, должна быть использована не номинальная плотность для данного типа пластика, а измеренная для конкретной партии. Пластиковые фантомы в форме пластин должны включать определение средней толщины и плотности каждой пластины, а также изменение по толщине для отдель-

ной пластины, радиографическое исследование наличия пузырьков воздуха или пустот в пластике. Несмотря на то, что пластиковые фантомы не рекомендуют использовать для калибровки, их можно применять для повседневных измерений в рамках программы гарантии качества, если установлено отношение между показаниями дозиметра в пластике и в воде для данного пучка. Данная процедура должна включать тщательные сравнения с измерениями в воде, которые должны быть выполнены до повседневного использования фантома. Периодические проверки с разумными интервалами также необходимы для обеспечения верности и стабильности первоначального результата сравнения. При использовании фантомов из диэлектрических материалов возможно появление проблем, связанных с накоплением заряда. Накопление заряда может давать существенный вклад при использовании ионизационных камер для измерений электронных пучков в пластике. Данный эффект может вызывать большую напряженность электрического поля вокруг камеры, непосредственно влияя на распределение флюенса электронов и, следовательно, на показания камеры. Для того чтобы минимизировать этот эффект, фантом должен быть составлен из тонких пластин толщиной не более 2 см [2].

2. ОПРЕДЕЛЕНИЕ СЛОЯ ПОЛОВИННОГО ОСЛАБЛЕНИЯ

Спектр излучения рентгеновской трубки включает низкоэнергетическую фотонную компоненту, которая быстро ослабляется в ткани и дает существенный вклад в дозу на небольших глубинах, что приводит к переоблучению кожи без лечебного эффекта. Для лечения более глубоких опухолей низкоэнергетическая компонента спектра излучения должна быть существенно снижена, т. е. спектр рентгеновской трубки должен стать более «жестким».

Основным механизмом взаимодействия фотонов с веществом при энергиях порядка 100 кэВ является фотоэлектрическое поглощение, вероятность которого снижается с ростом энергии фотонов. Таким образом, взаимодействие пучка с металлическими поглотителями приводит к преимущественному поглощению фотонов низких энергий. После фильтрации средняя энергия спектра увеличивается, спектр становится более жестким, а глубинное распределение дозы – более пологим.

При использовании металлических фильтров необходимо помнить о наличии краев поглощения, которые могут привести к нежелательному ослаблению фотонов высоких энергий. Именно поэтому для ослабления используются легкие материалы, такие как алюминий, медь и реже – олово. Данные металлы также удобны при механической обработке, обладают достаточной для эксплуатации прочностью и стабильностью характеристик. Перед использованием необходимо проверить толщину и целостность всех фильтров, т. к. отклонения в толщине фильтров по площади могут оказать нежелательный эффект на однородность проходящего пучка.

Слой половинного ослабления (СПО) определяется как толщина поглотителя, которая уменьшает на 50 % мощность кермы узкого пучка рентгеновского излучения в воздухе на стандартном расстоянии от слоя поглотителя по сравнению с мощностью воздушной кермы нефiltroванного пучка. Для определения проникающей способности моноэнергетического пучка измеряется его ослабление, которое описывается с помощью экспоненциального закона:

$$I_w = I_0 \cdot \exp(-\mu d), \quad (2.1)$$

где I_0, I_w – интенсивность излучения в точке наблюдения в отсутствие поглотителя и после прохождения поглотителя толщиной d соответственно; μ – линейный коэффициент ослабления, см^{-1} , зависит от энергии излучения и свойств поглощающего материала, т. е. $\mu = f(E, Z)$.

Массовый коэффициент ослабления μ_m связан с линейным коэффициентом соотношением

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho}, \quad (2.2)$$

где ρ – физическая плотность поглотителя.

Толщина слоя поглотителя d , снижающая интенсивность излучения узкого пучка в два раза, называется слоем половинного ослабления $\Delta_{1/2}$ (рис. 2.1):

$$\Delta_{1/2} = \frac{\ln 2}{\mu} = \frac{0,693}{\mu}. \quad (2.3)$$

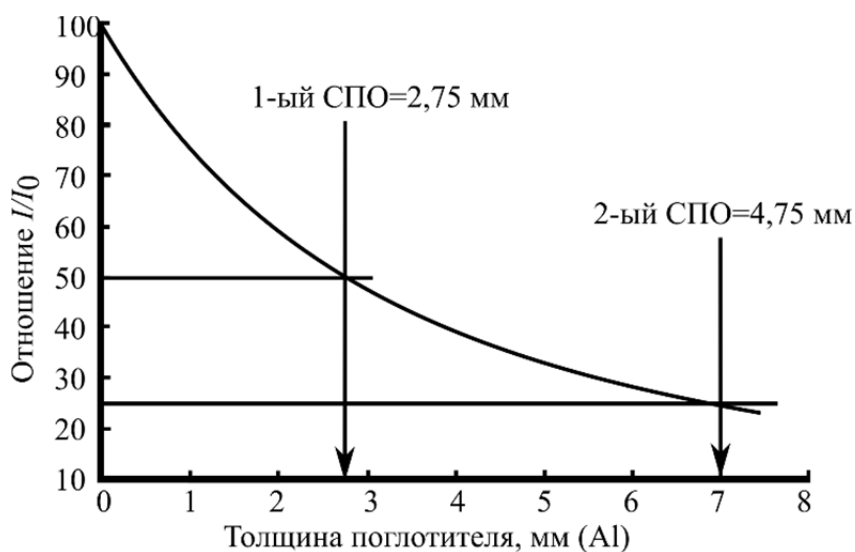


Рис. 2.1. Определение слоя половинного ослабления для немонознергетического рентгеновского пучка

Несмотря на то, что линейный коэффициент ослабления пучка можно использовать для описания качества пучка, на практике используют толщину СПО для конкретного материала.

Для немонознергетических пучков ослабление с ростом толщины поглотителя происходит не по экспоненциальной зависимости, и толщина слоя поглотителя, необходимая для уменьшения мощности дозы в четыре раза, будет больше, чем удвоенное значение СПО.

На практике следует помнить, что воздух тоже поглощает низкоэнергетическое рентгеновское излучение, поэтому толщина СПО может изменяться в зависимости от расстояния до источника рентгеновского излучения. При определении толщины СПО значение также может меняться в зависимости от размера поля, что вызвано рассеянием фотонов в поглотителе.

Важным условием является отсутствие примесей в материале, выбранном для определения слоя половинного ослабления. Например, чистота алюминия, используемого для измерения слоя половинного ослабления, составляет 99,9 %.

При спецификации киловольтного рентгеновского пучка требуется знание спектра флюенса фотонов в интересующей точке. Для этого используют либо только величину слоя половинного ослабления, либо ее комбинацию с потенциалом трубки. СПО специфицируется в показателях «мм Al» для низкоэнергетических пучков и в показателях «мм Cu» – для среднеэнергетических пучков. Однако показатель «мм Al» может использоваться для рентгеновского пучка при потенциале трубки вплоть до 150 кВ [5].

В ортовольтном диапазоне энергий возможна генерация характеристического рентгеновского излучения в используемых фильтрах, таких как, например, медь. Для поглощения характеристического излучения используются композитные, составные фильтры. Они включают в себя дополнительные металлические фильтры с более низким атомным номером, которые располагаются непосредственно за первым фильтром. Используются, например, фильтры из композиции «медь–алюминий» Cu + Al или «олово–медь–алюминий» Sn + Cu + Al.

На рис. 2.2 показан спектр воздушной кермы для различных фильтров и потенциалов трубки 120 и 140 кВ. Обратите внимание на наличие пика характеристического излучения, образующегося при использовании медного фильтра без дополнительного слоя алюминия.

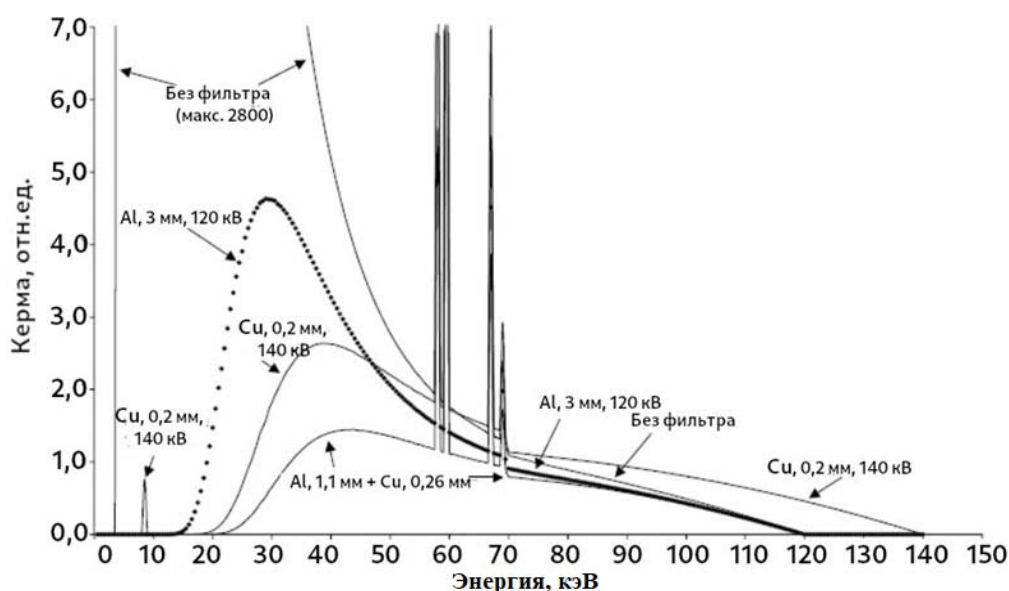


Рис. 2.2. Спектры воздушной кермы рентгеновского пучка для различных фильтров

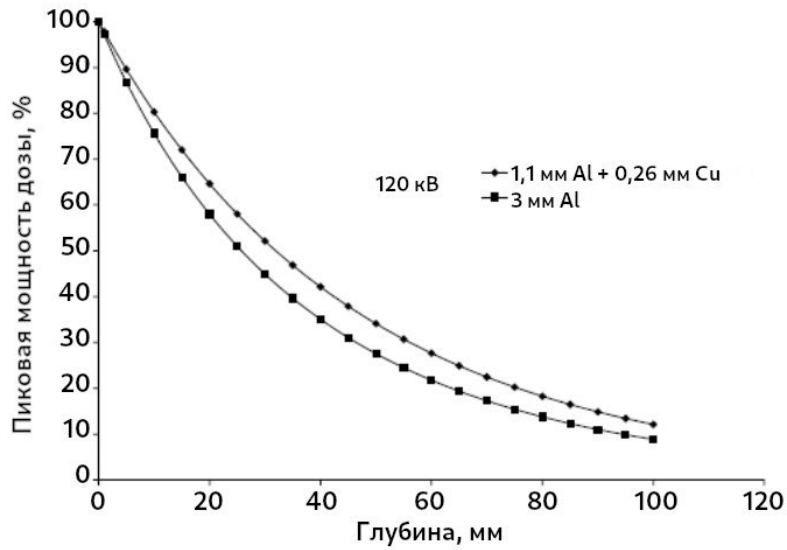


Рис. 2.3. Кривые глубинной дозы рентгеновского пучка для двух различных фильтров

Спектр пучка зависит от многих факторов, таких как потенциал трубки, угол мишени, материал мишени, материал и толщина выходного окна трубки, материал и толщина фильтра, форма коллиматора (диафрагма) и расстояние «источник–поверхность» (РИП). Следует отметить, что использование различных фильтров, толщина каждого из которых ослабляет пучок вдвое, может менять спектр излучения по-разному, что может приводить к различным глубинным распределениям дозы, как показано на рис. 2.3.

3. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ ПУЧКА РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Для проведения эффективной лучевой терапии важно знать величину поглощенной дозы в определенной точке и распределение поглощенной дозы по объему. Поэтому все процедуры клинической дозиметрии направлены именно на определение данных величин. Выделяют два типа лучевой терапии на основе киловольтного рентгеновского излучения: «близкофокусную» («низкоэнергетическую», «поверхностную») и «дальнофокусную» («среднеэнергетическую», «ортовольтную») [1, 2].

1. «Низкоэнергетическое (или поверхностное) рентгеновское излучение» – рентгеновское излучение, генерируемое при напряжении рентгеновского аппарата, равном 100 кВ или ниже. Дозиметрия рентгеновского излучения низкой энергии традиционно основана на измерениях экспозиционной дозы или воздушной кермы в воздухе. Поглощенная доза на поверхности воды рассчитывается на основе измерений этих величин путем их преобразования с применением нормированных поправочных коэффициентов на эффект обратного рассеяния [1, 9].

2. «Среднеэнергетическое (или ортовольтное) рентгеновское излучение» – рентгеновское излучение, генерируемое при напряжении рентгеновского аппарата выше 100 кВ. Определение поглощенной дозы в этом случае проводится через измерение воздушной кермы в воде (т. е. измерения проводятся только в фантоме). Рентгеновское излучение средних энергий используется для того, чтобы подвести терапевтическую дозу на глубину от нескольких миллиметров до нескольких сантиметров в ткани, поэтому традиционная опорная точка измерения в водном фантоме располагается на глубине 2 см.

В настоящее время при калибровке пучка излучения придерживаются рекомендаций МАГАТЭ TRS-398 [2]. Согласно данным рекомендациям ионизационные камеры следует калибровать по поглощенной дозе, а не по воздушной керме, что позволяет избежать неопределенности в определении поглощенной дозы, поскольку при переводе из единиц воздушной кермы (градуировка ионизационной камеры) в поглощенную дозу (калибровка пучка в лечебных учреждениях) задействовано большое количество поправочных коэффициентов. Поскольку плотность воды больше, чем плотность воздуха, то и количество образующихся ионов будет больше. Это увеличение составляет около 10 % [2].

Рекомендации МАГАТЭ TRS-398 включают также возможность проведения дозиметрии на основе измерений, выполненных в фантоме для низких и средних энергий с помощью камеры, калиброванной в единицах поглощенной дозы в воде [2]. Следует отметить, что калиб-

ровка камер по поглощенной дозе в воде, как правило, не проводится для низкоэнергетического диапазона. Однако можно вывести калибровочные коэффициенты камеры в единицах поглощенной дозы в воде, зная калибровочные коэффициенты для этой камеры в единицах кермы в воздухе с помощью методических указаний на основе рекомендаций TRS-398.

Данное пособие включает в себя четыре метода определения поглощенной дозы в воде для низкоэнергетического и ортовольтного рентгеновского излучения:

1. Определение поглощенной дозы в воде для низкоэнергетического рентгеновского излучения на основе измерения воздушной кермы в воздухе и использования калибровочного коэффициента камеры, калиброванной производителем по воздушной керме в воздухе. Полученная величина пересчитывается в поглощенную дозу в воде на основе рекомендаций ААРМ TG-61 [1].

2. Определение поглощенной дозы в воде для низкоэнергетического рентгеновского излучения на основе измерения воздушной кермы в фантоме при использовании калибровочного коэффициента камеры, калиброванной по поглощенной дозе в воде. Если камера калибрована по воздушной керме в воздухе, применяется пересчет калибровочного коэффициента камеры в единицы поглощенной дозы в воде.

3. Определение поглощенной дозы в воде для среднеэнергетического рентгеновского излучения на основе измерения воздушной кермы в фантоме при использовании калибровочного коэффициента камеры, калиброванной по воздушной керме в воздухе.

4. Определение поглощенной дозы в воде для среднеэнергетического рентгеновского излучения на основе измерения воздушной кермы в фантоме при использовании калибровочного коэффициента камеры, калиброванной по поглощенной дозе в воде.

Согласно рекомендациям ААРМ TG-61 [1], в области перекрытия, между 80 кВ (СПО 2 мм Al) и 100 кВ (СПО 3 мм Al), применимы оба метода дозиметрии, и должен использоваться тот из них, который более удобен. Выбор того или иного метода для среднеэнергетического рентгеновского излучения зависит от калибровочного коэффициента ионизационной камеры, указанного производителем.

Важно отметить, что при проведении процедур клинической дозиметрии рентгеновского излучения во всем диапазоне энергий используется геометрия «расстояние "источник–поверхность"» (РИП).

3.1. Определение поглощенной дозы в воде в низкоэнергетическом диапазоне рентгеновского излучения

Существуют два подхода по определению поглощенной дозы в воде для низкоэнергетического диапазона энергий: метод для определения поглощенной дозы в воде на основе калибровочного коэффициента в единицах воздушной кермы в воздухе и метод для определения поглощенной дозы в воде на основе калибровочного коэффициента в единицах поглощенной дозы в воде [5].

3.1.1. Общий формализм для метода определения поглощенной дозы в воде на основе калибровочного коэффициента в единицах воздушной кермы в воздухе (измерения в воздухе)

Для низкоэнергетических пучков измерения выполняются с помощью ионизационной камеры в свободном воздухе, при отсутствии материала фантома. Толщина входного окна плоскопараллельной камеры должна обеспечивать полное электронное равновесие заряда в исследуемом диапазоне энергий фотонов. Камера калибруется в единицах воздушной кермы в пучке с качеством, приближенным к качеству пучка пользователя. Воздушная керма, измеренная в воздухе (K_{air}^{in-air}) в интересующей точке исследуемого пучка, задается выражением

$$K_{air}^{in-air} = M \cdot N_{K,Q} \cdot P_{stem,air}, \quad (3.1)$$

где M – значение заряда (Кл), с поправкой на температуру, давление, эффект рекомбинации и полярности в исследуемом пучке с тем же самым качеством пучка и размером поля, как и при калибровке; $N_{K,Q}$ – калибровочный коэффициент камеры, калиброванной по воздушной керме с учетом качества исследуемого пучка Q ; $P_{stem,air}$ – поправка на ножку камеры. Данная поправка учитывает разницу в рассеянии фотонов при калибровке камеры и при измерениях с использованием данной камеры главным образом из-за изменения размера поля (если размер поля при калибровке равен размеру поля при проведении данных измерений, то данный коэффициент равен $P_{stem,air} = 1$) [1, 2].

Скорректированное значение заряда определяется следующим образом:

$$M = M_{raw} \cdot P_{TP} \cdot P_{ion} \cdot P_{pol} \cdot P_{ecel}, \quad (3.2)$$

где M_{raw} – нескорректированное значение заряда (Кл), измеренного ионизационной камерой в референсной точке; P_{TP} – поправка на темпе-

ратуру и давление, которая корректирует полученное значение к стандартным условиям окружающей среды, при которых проводилось калибровка данной ионизационной камеры; P_{ion} – поправка на неполную эффективность сбора ионов (процесс рекомбинации); P_{pol} – поправка на эффект полярности напряжения смещения камеры; P_{ecl} – поправка, которая учитывается в формуле только в том случае, если камера и электрометр калибровались отдельно друг от друга (в нашем случае камера и электрометр калибровались совместно и, следовательно, $P_{ecl} = 1$).

Измеренная воздушная керма в воздухе должна быть переведена в водную керму в свободном воздухе, что делается через отношение средних массовых коэффициентов передачи энергии для воды и воздуха. В этом случае можно записать:

$$K_W^{in-air} = K_{air}^{in-air} \cdot \left[\left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \right)_{air}^W \right]_{air}, \quad (3.3)$$

$\left[\left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \right)_{air}^W \right]_{air}$ – отношение средних массовых коэффициентов передачи энергии для материала фантома и воздуха, усредненных по всему спектру фотонов, флюенс которых измеряется в свободном воздухе, в отсутствие фантома.

Физически, K_W^{in-air} представляет собой водную керму в малой массе воды, которой достаточно для того, чтобы обеспечить полную область накопления электронов (buildup), но недостаточно для изменения флюенса первичных фотонов. На основе величины водной кермы в свободном воздухе можно определить водную керму на поверхности водного фантома K_W^{water} :

$$K_W^{water} = K_W^{in-air} \cdot B_W, \quad (3.4)$$

где B_W – поправочный коэффициент обратного рассеяния, который учитывает эффект рассеяния в фантоме. В основном B_W зависит от размера поля, РИП и качества пучка (прил. Б).

Поглощенная доза в воде D_W на поверхности водного фантома может быть приближенно принята равной K_W при условии существования равновесия заряженных частиц и незначительной разницы между кермой и кермой столкновений, т. е. $\left[\left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \right)_{air}^W \right]_{air}$ равно отношению сред-

них массовых коэффициентов поглощения энергии $\left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{air}^W \right]$, которые можно найти в протоколе TG-61. Приближение достоверно только для глубин за диапазоном загрязнения электронами, где существует квазиравновесие заряженных частиц.

Таким образом, искомая поглощенная доза в воде (D_W) определяется следующим выражением:

$$D_W \cong K_W^{water} = M \cdot N_{K,Q} \cdot B_W \cdot P_{stem,air} \cdot \left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{air}^W \right]. \quad (3.5)$$

Выражение (3.5) позволяет определить поглощенную дозу на поверхности водного фантома в условиях равновесия заряженных частиц и в отсутствии электронного загрязнения от главного пучка.

3.1.1.1. Поправка на полярность напряжения

При изменении полярности напряжения на электродах ионизационной камеры количество собранных зарядов на собирающем электроде (ионов или электронов) может отличаться. Этот эффект называется эффектом полярности, на величину которого могут влиять качество исследуемого пучка и ряд других условий, например нахождение кабеля ионизационной камеры в поле облучения. Поэтому необходимо измерять величину эффекта полярности каждый раз при проведении клинической дозиметрии [1, 2].

Поправочный коэффициент, учитывающий эффекты полярности, определяется следующим образом (его значение должно находиться в пределах 0,3 %):

$$P_{pol} = \frac{M_{raw}^+ - M_{raw}^-}{2M_{raw}}, \quad (3.6)$$

где M_{raw}^+ – показания ионизационной камеры при напряжении положительной полярности; M_{raw}^- – показания ионизационной камеры при напряжении отрицательной полярности; M_{raw} – показания ионизационной камеры при напряжении основного режима работы (либо M_{raw}^+ , либо M_{raw}^-). После измерения величины заряда для напряжения определенной полярности необходимо выждать достаточное время для достижения равновесия показаний ионов камеры, после чего можно изменять полярность напряжения.

Как минимум величину эффекта полярности следует измерить вблизи поверхности, на глубине максимума ионизации, на глубине 50 %

ионизации и вблизи практического диапазона (обычно на глубине 10 % ионизации). Если значение P_{pol} таково, что приводит к смещению распределения процентной глубинной дозы более чем на 2 мм, тогда эта поправка должна быть включена в показания дозиметра (рис. 3.1).

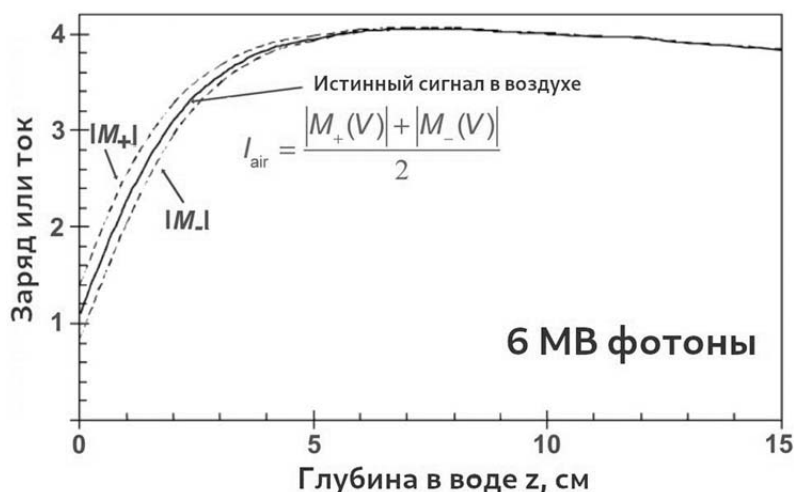


Рис. 3.1. Распределение заряда (поглощенной дозы) по глубине в водном фантоме в зависимости от полярности напряжения

3.1.1.2. Поправка на стандартные условия окружающей среды: температуру, давление и относительную влажность

Поскольку калибровка камер по величине поглощенной дозы в воде проводится на пучке гамма-излучения Co-60, который считается пучком стандартного качества, при стандартных условиях среды, т. е. температуре $T = 22\text{ }^{\circ}\text{C}$ и давлении $P = 101,33\text{ кПа}$ (1 атмосфера), то при проведении измерений в условиях, отличных от стандартных, необходимо вводить поправочный коэффициент, учитывающий влияние температуры и давления на показания дозиметра [1, 2]:

$$P_{TP} = \frac{273,2 + T}{273,2 + 22,0} \cdot \frac{101,33}{P}, \quad (3.7)$$

где T – текущая температура, измеренная в градусах Цельсия в воде около ионизационной камеры; P – текущее атмосферное давление в килопаскалях.

При проведении измерений в водном фантоме требуется выдержать камеру в воде в течение 5...10 мин для достижения теплового равновесия.

Изменение влажности окружающего воздуха для большинства ионизационных камер не оказывает значительного влияния на показания дозиметра. Поэтому если калибровочный коэффициент был получен при относительной влажности 50 %, то при относительной влажности во время измерений в диапазоне от 20 до 80 % и температуре воздуха

от 15 до 25 градусов, т. е. далеко от точки росы, погрешность результатов измерения составляет $\pm 0,15\%$ и нет необходимости вводить коррекцию на отличие текущей влажности воздуха от стандартных условий.

3.1.1.3. Поправка на эффективность сбора ионов

Показания ионизационной камеры должны быть скорректированы на неполную эффективность сбора заряда, т. к. некоторые из образовавшихся ионов рекомбинируют с зарядами противоположного знака на пути к собирающему электроду. P_{ion} зависит от мощности дозы.

Для определения поправочного коэффициента эффективности сбора ионов используют метод измерения заряда при двух напряжениях на электродах камеры (при условии мощности дозы менее меньше 10 мГр за импульс). Для импульсных пучков

$$P_{ion}(V_H) = \frac{1 - \frac{V_H}{V_L}}{\frac{M_{raw}^H}{M_{raw}^L} - \frac{V_H}{V_L}}, \quad (3.8)$$

где V_H – нормальное (номинальное) рабочее напряжение на детекторе (обычно оно является большим из используемых напряжений); M_{raw}^H – значение заряда, создаваемого в ионизационной камере, при напряжении V_H ; V_L – напряжение, равное, как правило, половине нормального рабочего напряжения; M_{raw}^L – значение заряда, создаваемого в ионизационной камере, при напряжении V_L .

Значение поправки на неполную эффективность сбора ионов следует определять в каждой серии экспериментальных измерений. После смены напряжения необходимо выждать время для достижения равновесия в камере (обычно несколько минут) [1, 2].

3.1.1.4. Поправочный коэффициент обратного рассеяния

Величина кермы в свободном воздухе вблизи поверхности фантома будет меньше, чем величина кермы на поверхности фантома при прочих равных условиях, поскольку в свободном воздухе существенно только первичное излучение, т. е. излучение, которое пришло непосредственно от источника. В более плотной среде (вода, твердая вода, оргстекло), помимо первичного излучения, существенно вторичное фотонное излучение, которое образуется в результате взаимодействия первичного излучения с атомами среды. Вторичное рентгеновское излучения будет рассеиваться изотропно во всех направлениях, поэтому детектор покажет большую величину кермы (дозы). Количество обратно рассеянного излучения зависит от размеров поля облучения. На рис. 3.2 показано,

как поправочный коэффициент на обратное рассеяние меняется в зависимости от размера поля и от величины СПО. Для количественной оценки поправочного коэффициента обратного рассеяния используется следующее выражение [1]:

$$B_{med} = \frac{\dot{K}(A, d_0(\text{фантом}))}{\dot{K}(A, d_0(\text{воздух}))}, \quad (3.9)$$

где $\dot{K}(A, d_0(\text{фантом}))$ – мощность кермы на поверхности фантома для данного размера поля; $\dot{K}(A, d_0(\text{воздух}))$ – мощность кермы в воздухе для того же размера поля.

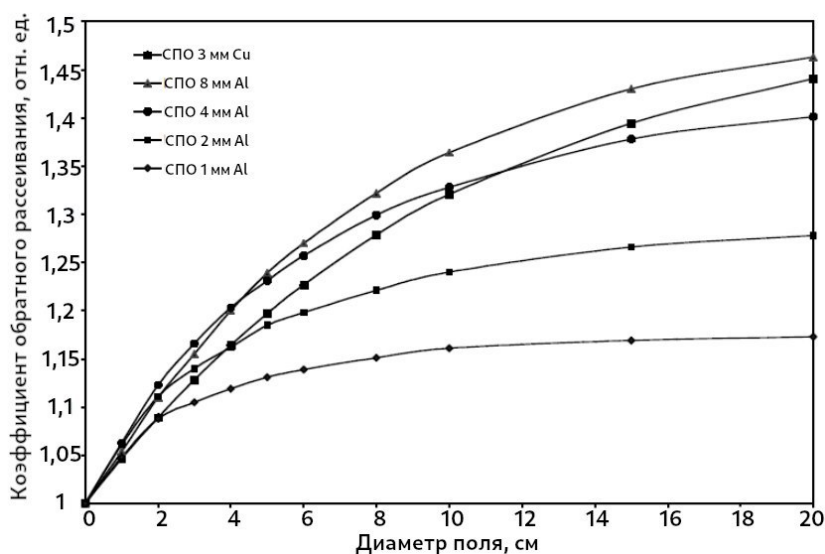


Рис. 3.2. Зависимость поправочного коэффициента на обратное рассеяние от размера поля и величины СПО

С увеличением энергии количество обратно рассеянных фотонов уменьшается, поэтому больше всего их наблюдается в низкоэнергетическом диапазоне энергий. Энергия обратно рассеянных фотонов в низкоэнергетическом диапазоне будет небольшой, и фотоны быстро поглотятся в среде. Для высокоэнергетического излучения обратно рассеянные фотоны будут иметь высокую энергию и, соответственно, большую проникающую способность.

На рис. 3.3 представлены графики зависимости поправочного коэффициента обратного рассеяния B_w для воды от пучков различного качества при разных поперечных размерах полей. Аналогичные данные для СПО, выраженного в мм Al и Cu, находятся в прил. Б. Величина коэффициента B_w растёт с увеличением размера поля, а его максимальное значение проявляется для пучков с энергией, которая соответствует

СПО 0,6...0,8 мм меди. Значение коэффициента B_w для ортовольтовых пучков с обычными (однородными) фильтрами достигает 1,5 при больших размерах полей. Для мегавольтовых пучков B_w значительно меньше. Например, для Co-60 и поля 10×10 см B_w составляет 1,036. Увеличение дозы происходит в результате вклада рассеянного излучения из выше- и нижележащих слоев ткани. С увеличением энергии рассеяние уменьшается, соответственно снижается и величина B_w . Для более высоких энергий, примерно выше 8 МэВ, на глубине максимума дозы рассеяние становится пренебрежимо малым, и величина B_w стремится к единице.

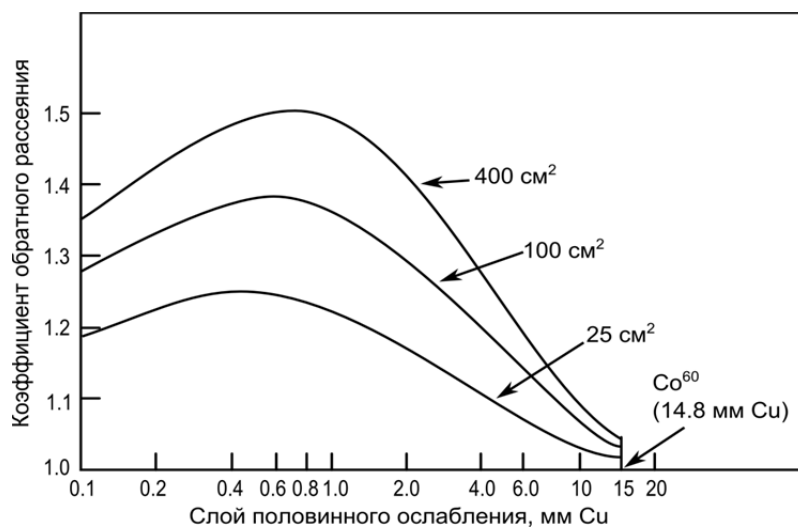


Рис. 3.3. Зависимость коэффициента обратного рассеяния для воды от качества пучка. Данные для полей круглой формы

Для процедур клинической дозиметрии за стандартную среду фантома принято считать водную среду. Однако не всегда технически возможно провести измерения в водном фантоме или нужно знать поглощенную дозу в материале, который по плотности и атомному составу отличается от воды (например, костная ткань). В этом случае поверхностная доза в исследуемой среде будет определяться следующим образом [1, 2]:

$$D_{med, d=0} = C_w^{med} \cdot D_{w, d=0}, \quad (3.10)$$

где C_w^{med} — конверсионный поправочный коэффициент, который переводит дозу в воде в дозу в среде и наоборот и определяется следующим выражением:

$$C_w^{med} = \frac{B_{med}}{B_w} \left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_w^{med} \right]_{air}, \quad (3.11)$$

где $\left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_w \right]_{air}$ – отношение массовых коэффициентов поглощения энергии в среде и воде, усредненных по спектру первичных фотонов в воздухе; $\frac{B_{med}}{B_w}$ – отношение поправочного коэффициента обратного рассеяния в среде к поправочному коэффициенту обратного рассеяния в воде.

3.1.1.5. Поправка на качество рентгеновского пучка

Для оценки качества рентгеновского пучка в целях дозиметрии, как правило, используются такие параметры, как напряжение на рентгеновском аппарате и величина СПО. Однако зачастую нет возможности подобрать величины напряжения и СПО клинического пучка такими же, какими они были при калибровке камеры в поверочной лаборатории. В связи с этим основным показателем качества традиционно является величина СПО. На рис. 3.4 показана зависимость калибровочного коэффициента камеры по воздушной керме в воздухе ($N_{k,Q}$) для камеры RTW M23342 в низкоэнергетической области излучения. Для заданного СПО изменение этого коэффициента составляет 2 % [2].

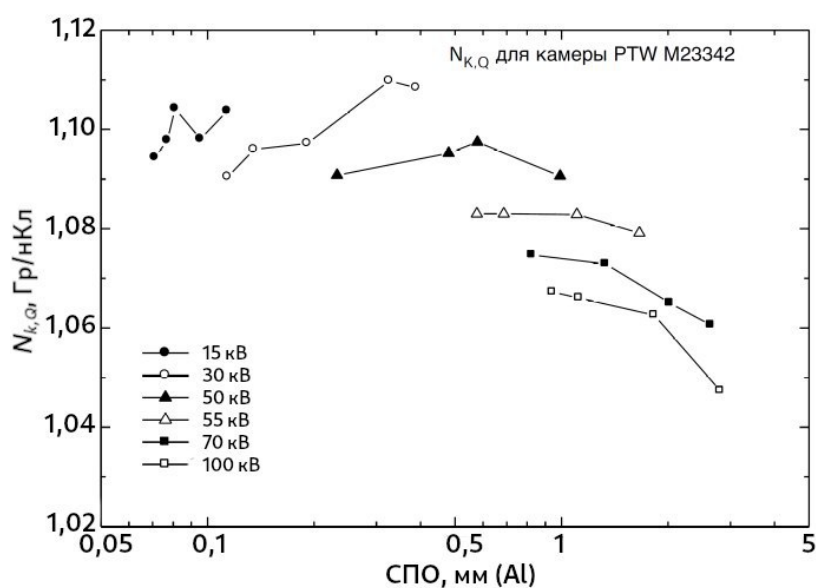


Рис. 3.4. Калибровочные коэффициенты кермы в воздухе для камеры RTW M23342 как функция напряжения и СПО в области 15...100 кВ

Стандартным материалом, используемым для измерения величины СПО низкоэнергетического рентгеновского излучения, является алюминий. Величина СПО определяется как толщина поглотителя, которая уменьшает на 50 % мощность воздушной кермы в воздухе от узкого

пучка рентгеновского излучения на стандартном расстоянии от слоя поглотителя по сравнению с мощностью воздушной кермы в воздухе от нефльтрованного пучка. Из-за поглощения низкоэнергетического рентгеновского излучения в воздухе величина СПО меняется в зависимости от расстояния от источника рентгеновского излучения до детектора. Поэтому величина СПО для низкоэнергетического рентгеновского излучения должна измеряться на таком же расстоянии «источник – детектор», как и при измерениях поглощенной дозы, если это возможно. Если расстояние от источника до камеры менее 50 см, рассеяние от дополнительных фильтров может влиять на результат измерений. При необходимости наличие такого влияния можно проверить путем проведения измерений при разных размерах поля облучения и экстраполяцией к полю нулевого размера. В идеальном случае посередине, между источником излучения и камерой, следует поместить коллимирующее устройство (или аппликатор), ограничивающее поле облучения до размеров, обеспечивающих попадание всей камеры в пределы пучка излучения. В пределах одного метра после камеры не должно быть никакого другого рассеивающего материала. Фильтры, добавляемые при измерениях СПО, должны последовательно помещаться вблизи апертуры, пока их общая толщина не превысит измеряемое значение величины СПО. Толщина материала, при которой мощность кермы в воздухе снижается в два раза, может быть получена путем интерполяции табличных данных зависимости мощности кермы от толщины поглотителя. Строго говоря, таким образом измеряется ионизационный ток с кермы или интегральный заряд за время экспозиции, а не мощность кермы в воздухе. Это различие существенно для слабо фильтрованных пучков.

Калибровочные данные для ионизационной камеры в идеальных случаях должны быть представлены единственным коэффициентом N_{K,Q_0} , определенным в стандартном пучке с качеством Q_0 , и одним или несколькими из измеренных значений k_{Q,Q_0} (поправочный коэффициент, зависящий от камеры, учитывающий реакцию камеры на разницу качества излучения стандартного и реального пучка), соответствующих другим значениям качества Q . Если результаты калибровки представлены в виде набора калибровочных коэффициентов $N_{K,Q}$, то одно из этих значений должно быть выбрано в качестве стандартного качества Q_0 . Соответствующий коэффициент становится значением N_{K,Q_0} (эталонное качество пучка), а другие $N_{K,Q}$ выражаются через него с помощью k_{Q,Q_0} в виде

$$N_{K,Q} = k_{Q,Q_0} \cdot N_{K,Q_0}. \quad (3.12)$$

Если качество излучения исследуемого пучка не соответствует какому-либо значению, для которого проводилась калибровка, то величина k_{Q,Q_0} для использования в выражении (3.13) может быть найдена интерполяцией.

Рассчитать значения k_{Q,Q_0} на основе теории Брэгга–Грея невозможно, поскольку тонкостенная камера на поверхности фантома не является полостью Брэгга–Грея. Поэтому значения k_{Q,Q_0} должны быть получены непосредственно из измерений. Не следует использовать обобщенные значения калибровочного коэффициента k_{Q,Q_0} , полученные для камер данного типа, вследствие значительного разброса энергетической зависимости чувствительности от камеры к камере.

3.1.2. Общий формализм для метода определения поглощенной дозы в воде на основе калибровочного коэффициента камеры, калиброванной в единицах поглощенной дозы в воде (измерения в фантоме) для низких энергий рентгеновского излучения

Поглощенная доза на поверхности воды в пучке низкоэнергетического рентгеновского излучения с качеством Q в отсутствии камеры выражается в виде [2]:

$$D_{w,Q} = M \cdot N_{D,w,Q}, \quad (3.13)$$

где M – показание дозиметра (в кулонах) в эффективной точке камеры, установленной на глубине d_{ref} (на поверхности фантома) в соответствии со стандартными условиями и с внесенными поправками на влияние температуры, давления и калибровку электрометра; $N_{D,w,Q}$ – калибровочный коэффициент в единицах поглощенной дозы в воде в исследуемом пучке с качеством Q .

Важно отметить, что внесение поправки на влияние эффекта полярности напряжения и рекомбинацию ионов для камер рассматриваемого типа затруднено из-за электростатической деформации окна камеры. Однако эти эффекты будут пренебрежимо малы, если используется та же полярность, что и при калибровке, а мощность поглощенной дозы составляет менее нескольких грей в секунду.

3.1.2.1. Требования к ионизационным камерам при измерениях в фантоме для низких энергий рентгеновского излучения

Толщина окна камеры должна быть достаточной для полного равновесия вторичных электронов. Окно камеры также предотвращает выход вторичных электронов в направлении, противоположном направлению первичного пучка. При использовании камеры для фотонного излучения 50 кВ и более необходимо добавить к входному окну камеры

пленку из того же материала для обеспечения полного равновесия вторичных электронов. Необходимая общая толщина (включая толщину стенки камеры) дана в табл. 3.1 для различных видов пластика. Если точное значение толщины, указанное в табл. 3.1, не может быть использовано, следует установить немного более толстую пленку, поскольку дополнительное ослабление рентгеновского излучения в ней будет пренебрежимо мало, но при этом будет уверенность, что достигнуто полное равновесие вторичных электронов. Опорная точка камеры (точка интереса) для измерений в стандартных условиях на исследуемых пучках должна находиться в центре окна камеры на его внешней поверхности окна или на внешней поверхности пленки. Эта точка должна быть находиться заподлицо с передней поверхностью фантома. Камера и фантом с пленками для обеспечения накопления вторичных электронов должны быть калиброваны совместно в поверочной лаборатории при том же самом РИП и поле облучения, что и при проведении стандартной дозиметрии в клинике [2].

Таблица 3.1

Общая толщина материалов, требуемая для достижения полного равновесия вторичных электронов

Напряжение трубки, кВ	полиэтилен		ПММА		Майлар	
	мг/см ²	мкм	мг/см ²	мкм	мг/см ²	мкм
50	4,0	45	4,4	40	4,6	35
60	5,5	60	6,1	50	6,4	45
70	7,2	80	8,0	65	8,3	60
80	9,1	100	10,0	85	10,5	75
90	11,1	120	12,2	105	12,9	90
100	13,4	140	14,7	125	15,4	110

3.1.2.2. Требования к фантомам для низких энергий рентгеновского излучения

Фантом должен позволять установить внешнюю поверхность окна камеры заподлицо с его входной поверхностью. Как правило нет возможности использовать водный фантом в данном диапазоне энергий фотонов, поэтому вместо него используют пластиковый фантом. В идеальном случае следует использовать водноэквивалентный материал, специально разработанный для киловольтного диапазона. При отсутствии специального материала возможно использование ПММА. Поскольку блок «камера–фантом» калиброван в единицах поглощенной дозы в воде на поверхности, то нет необходимости внесения поправок в значение дозы или глубины независимо от типа использованного пластика. Толщина фантома должна быть по меньшей мере 2 г/см² в направлении пучка, а в боковых направлениях превосходить размеры пучка, гарантируя его выход только через заднюю поверхность фантома [2].

3.1.2.3. *Определение качества рентгеновского пучка для низких энергий по калибровочному коэффициенту в единицах поглощенной дозы в воде*

Согласно п. 3.1.1.5, калибровочный коэффициент $N_{D,W,Q}$ для качества пучка Q зависит от калибровочного коэффициента N_{D,W,Q_0} (или $N_{D,W}^{60\text{Co}}$) с качеством пучка Q_0 следующим образом:

$$N_{D,W,Q} = k_{Q,Q_0} \cdot N_{D,W,Q_0}. \quad (3.14)$$

Если качество излучения исследуемого пучка не соответствует какому-либо значению, для которого проводилась калибровка, то величина k_{Q,Q_0} для использования в выражении (3.14) может быть найдена интерполяцией.

3.1.2.4. *Соотношение между N_K и $N_{D,w}$*

Для установления связи между двумя методиками для определения поглощенной дозы в воде в диапазоне низких энергий рентгеновского излучения необходимо принять во внимание различие в показании плоскопараллельной камеры в свободном воздухе по отношению к показанию этой же камеры на поверхности фантома, обеспечивающего полное рассеяние. Это происходит из-за того, что методики, базирующиеся на $N_{K,Q}$, воспроизводят поглощенную дозу на поверхности фантома, когда плоскопараллельная камера установлена в свободном воздухе, в то время как методика, основанная на использовании $N_{D,W,Q}$, воспроизводит поглощенную дозу на поверхности фантома, когда сама камера установлена своей опорной точкой на поверхности фантома. Таким образом, с учетом методики, основанной на измерении воздушной кермы в воздухе (3.5), с учетом выражения для определения качества исследуемого пучка $N_{K,Q}$ и методики, основанной на калибровочном коэффициенте по поглощенной дозе в воде (3.14), с учетом выражения для определения качества пучка $N_{D,W,Q}$ следует, что [1]:

$$N_{D,W,Q} = \frac{M_Q^{air}}{M_Q^{surface}} \cdot N_{K,Q} \cdot B_W \cdot P_{stem,air} \cdot \left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{air}^W \right]_{air}. \quad (3.15)$$

Приведенное выражение позволяет проводить эффективную проверку поправочных коэффициентов $\left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{air}^W \right]_{air}$, $P_{stem,air}$ и B_W .

3.2. Определение поглощенной дозы в воде для среднеэнергетического рентгеновского излучения

3.2.1. Общий формализм для метода определения поглощенной дозы в воде на основе калибровочного коэффициента в единицах воздушной кермы в воздухе (измерения в воздухе) для средних энергий рентгеновского излучения

Измерения поглощенной дозы в воде в среднеэнергетическом диапазоне рентгеновского излучения (100...300 кВ) на основе использования калибровочного коэффициента в единицах воздушной кермы в воздухе могут выполняться двумя способами [1]:

1. Первый способ используется, когда интересующая точка находится на поверхности фантома. Тогда измерения проводятся в соответствии с методикой, изложенной выше в п. 3.1.1.

2. Второй способ для измерения поглощенной дозы в воде используется, когда интересующая точка находится на некоторой глубине в водном фантоме. Тогда измерения проводятся в эффективной точке измерения камеры, располагающейся на глубине 2 см в воде.

Воздушная керма на опорной глубине определяется следующим образом:

$$K_{air}^{in-water} = M \cdot N_{K,Q} \cdot P_{stem,water} \cdot P_{E,\theta} \cdot P_{dis} \cdot P_{sheath}, \quad (3.16)$$

где M – значение заряда на опорной глубине в фантоме, с поправкой на температуру, давление, эффект рекомбинации и полярности в исследуемом пучке с тем же самым качеством пучка и размером поля как и при калибровке, Кл; $N_{K,Q}$ – калибровочный коэффициент в единицах воздушной кермы в воздухе с учетом качества исследуемого пучка, Гр/Кл; $P_{stem,water}$ – поправочный коэффициент, который учитывает разницу в показаниях дозиметра из-за попадания ножки камеры в поле облучения на поверхности водного фантома (т. е. изменение размера поля облучения) для качества пучка при калибровке и при текущем исследовании; $P_{E,\theta}$ – поправочный коэффициент, который учитывает изменение в калибровочном коэффициенте из-за изменения энергии пучка фотонов и его расходимости; P_{sheath} – поправочный коэффициент, который учитывает эффект пластикового колпачка для защиты камеры при ее установке в воде; P_{dis} – поправочный коэффициент, учитывающий изменение воздушной кермы при замене (вытеснении) воды ионизационной камерой в точке измерения.

Для удобства можно все поправочные коэффициенты объединить в полный поправочный коэффициент:

$$K_{Q, cham} = P_{stem, water} \cdot P_{E, \theta} \cdot P_{dis}. \quad (3.17)$$

Воздушная керма в воде переводиться в водную керму через отношение массовых коэффициентов передачи энергии воды и воздуха, усредненных по спектру фотонов в интересующей точке в фантоме при отсутствии камеры:

$$K_W = K_{air}^{in-water} \cdot \left[\left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \right)_{air}^W \right]_{water}. \quad (3.18)$$

Поглощенная доза в воде в опорной точке водного фантома может быть принята примерно равной водной керме K_W , в предположении, что существует равновесие заряженных частиц и незначительна разница между кермой и кермой столкновений.

$$D_{W, Q} \cong K_W = M \cdot N_{K, Q} \cdot P_{Q, cham} \cdot \left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{air}^W \right]_{water} \cdot P_{sheath}. \quad (3.19)$$

3.2.2. Общий формализм для метода определения поглощенной дозы в воде на основе калибровочного коэффициента камеры, калиброванной в единицах поглощенной дозы в воде (измерения в воде) для средних энергий рентгеновского излучения

Согласно международным рекомендациям, определение поглощенной дозы в воде или в твердотельном фантоме $D_{W, Q}$ проводится с помощью калибровочного коэффициента в единицах поглощенной дозы в воде $N_{D, W}$ и определяется следующим образом [2]:

$$D_{W, Q} = M \cdot k_{Q, Q_0} \cdot N_{D, W}^{60Co}, \quad (3.20)$$

где M – значение заряда в точке измерения на глубине d_{max} в воде, с поправкой на температуру, давление, эффект рекомбинации и полярности в исследуемом пучке с тем же самым качеством пучка и размером поля, как и при калибровке, Кл; $N_{D, W}^{60Co}$ – калибровочный коэффициент в единицах поглощенной дозы в воде для опорного вида излучения (гамма-излучение Co-60), который указывается в паспорте камеры производителем, Гр/Кл; k_{Q, Q_0} – поправочный коэффициент, учитывающий качество пучка, который показывает отличие калибровочного коэффициента в единицах поглощенной дозы в воде для измеряемого пучка излучения относительно $N_{D, W}^{60Co}$ (зависит от напряжения трубки и СПО).

3.2.2.1. Требования к ионизационным камерам при использовании в фантоме для средних энергий рентгеновского излучения

Для стандартной дозиметрии пучков рентгеновского излучения средних энергий рекомендуются цилиндрические ионизационных камеры с объемом полости в пределах $0,1 \dots 1,0 \text{ см}^3$. Принято считать, что эффективная точка цилиндрической камеры при калибровке в поверочной лаборатории и при измерениях в опорных условиях в пучке пользователя находится на оси камеры в центре объема полости. Данная точка находится на опорной глубине 2 г/см^2 в водном фантоме. Для камер данного типа энергетическая зависимость может существенно отличаться от камеры к камере, поэтому каждая конкретная камера должна быть отградуирована по всему диапазону так, чтобы можно было интерполировать данные и получать поправочные коэффициенты для тех режимов (тех качеств пучков излучения), которые используются в клинике. Не рекомендуется устанавливать значения коэффициентов k_{Q,Q_0} для конкретного типа используемой камеры. Кроме того, камера должна быть откалибрована на том же РИП и при тех же размерах полей, что и при стандартной дозиметрии в клинике [2].

3.2.2.2. Требования к фантомам для средних энергий рентгеновского излучения

Вода рекомендуется в качестве стандартной среды для измерений поглощенной дозы в воде в пучках рентгеновского излучения среднего энергетического диапазона. Фантом должен быть больше по крайней мере на 5 см с каждой из четырех сторон больше максимального размера поля, измеряемого на определенной глубине. Кроме того, за максимальной глубиной измерения должно быть по крайней мере еще 10 см воды. Для горизонтальных пучков окно фантома должно быть сделано из пластика толщиной (t_{med}) от 0,2 до 0,5 см. Водозэквивалентная толщина (в г/см^2) окна фантома должна быть принята во внимание при оценке глубины в фантоме, куда должна быть помещена камера для измерений. Толщина водозэквивалентного окна рассчитывается как [1]:

$$t_{water} = t_{med} \cdot \rho, \quad (3.21)$$

где ρ – массовая плотность пластика (в г/см^3).

Для обычно используемого пластика ПММА и прозрачного полистирола номинальные значения плотности составляют ПММА = $1,19 \text{ г/см}^3$ и полистирола = $1,06 \text{ г/см}^3$. Эти величины могут быть использованы для вычисления водозэквивалентной толщины окна.

Для водопроницаемых камер должна использоваться водонепроницаемая насадка (колпачок) из ПММА, предпочтительно толщиной не

более 1,0 мм. Воздушный промежуток между стенкой камеры и водонепроницаемой насадкой должен быть достаточен для установления атмосферного давления воздуха в камере (0,1...0,3 мм). При стандартной дозиметрии следует применять ту же насадку, что и при калибровке данной ионизационной камеры. Если же невозможно использовать ту же самую водонепроницаемую насадку, то можно заменить другой насадкой из того же материала и той же толщины.

3.2.2.3. Определение качества рентгеновского пучка для средних энергий по калибровочному коэффициенту в единицах поглощенной дозы в воде

До настоящего времени имеются лишь незначительные экспериментальные данные, показывающие, насколько независимо меняется N_{D,W,Q_0} для камер в среднем диапазоне энергий рентгеновского излучения от СПО и напряжения на трубке. Однако некоторые данные можно получить из графиков зависимости $N_{D,W,Q}$ для камеры типа NE2571 как функцию СПО и напряжения на трубке (кВ) в диапазоне типичных режимов работы терапевтического пучка (рис. 3.5). Эти значения были получены с помощью данных о калибровочном коэффициенте кермы в воздухе $N_{K,Q}$, пересчитанных к поглощенной дозе в воде [1].

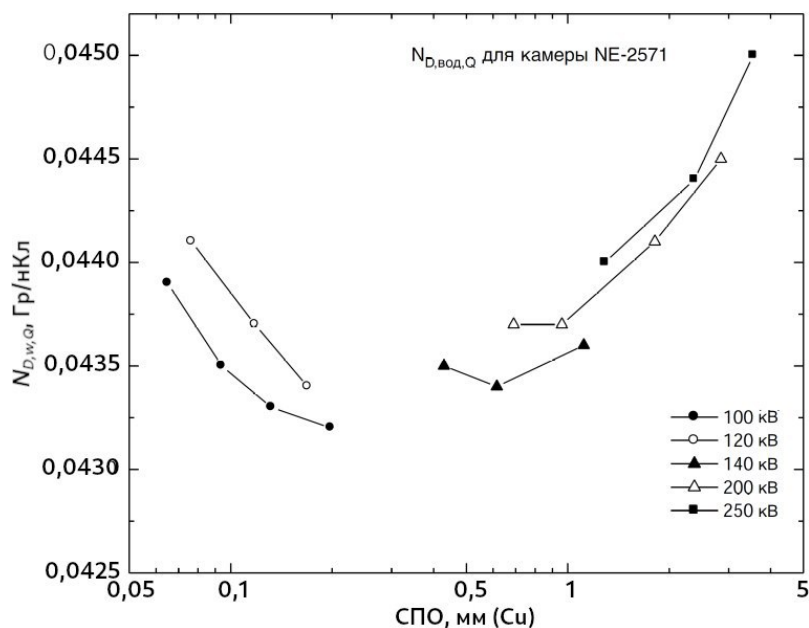


Рис. 3.5. Значение калибровочных коэффициентов в единице поглощенной дозы в воде для камеры NE 2571 в зависимости от напряжения на рентгеновской трубке и СПО

Эти данные говорят о том, что изменения в $N_{D,W,Q}$, появляющиеся в результате использования в качестве показателя качества пучка только

СПО, могут быть порядка 1 %. Конечно, предпочтительно, если это возможно, калибровать дозиметр при тех же комбинациях напряжения и СПО, что имеют и клинические пучки пользователя. Если это невозможно, то калибровочные данные должны быть получены для пучков с меньшим и с большим СПО с последующей интерполяцией. В рентгеновских пучках средней энергии для определения величины СПО используют фильтры из алюминия и меди. Следует использовать только камеры с энергетической зависимостью, которая меняется меньше чем на 2 % в пределах измеряемого интервала.

3.2.2.4. Соотношение между N_k и $N_{D, w}$, базирующееся на практических рекомендациях для средних энергий

Для пучков рентгеновского излучения в диапазоне средних энергий при измерениях, проводимых цилиндрической камерой на опорной глубине 2 г/см^2 в водном фантоме, калибровочный коэффициент по поглощенной дозе в воде может быть определен через калибровочный коэффициент в единицах воздушной кермы в воздухе на основе следующего выражения [1]:

$$N_{D, w, Q} = N_{K, Q} \cdot P_{stem, air} \cdot \left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{air}^w \right]_{air}, \quad (3.22)$$

где $N_{K, Q}$ – калибровочный коэффициент дозиметра в единицах воздушной кермы в воздухе для рентгеновского излучения качества Q , Гр/Кл;

$\left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{air}^w \right]_{air}$ – отношение средних массовых коэффициентов поглощения энергии в воде и в воздухе, усредненные по спектру фотонов на опорной глубине.

4. ОТНОСИТЕЛЬНЫЕ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ РЕНТГЕНОВСКОГО ПУЧКА

Измерения распределения относительной поглощенной дозы в среде, абсолютной величины поглощенной дозы в опорной точке и их связь между собой необходимы для правильного применения пучка для клинических целей. Установив соотношение между мониторными единицами (временем экспозиции) и абсолютной дозой, доставленной в опорную точку при определенных условиях, можно вычислить величины доз во всех точках и во всех других условиях с помощью выполненных измерений относительно стандартных условий. Однако к каждому пациенту необходим индивидуальный подход, что побуждает ввести систему измерений, позволяющих установить соотношение между абсолютной дозой и мониторными единицами для конкретных терапевтических ситуаций.

Для заданной энергии пучка величина дозы, доставляемой к пациенту, зависит:

- 1) от расстояния от источника излучения до поверхности кожи;
- 2) глубины расположения интересующей точки внутри пациента;
- 3) размера поля и его формы;
- 4) расстояния от центральной оси пучка до интересующей точки в поперечном направлении;
- 5) однородности состава тканей пациента и особенно – плотности тканей;
- 6) угла падения пучка на поверхность кожи;
- 7) наличия дополнительных аксессуаров, таких как блоки и другие ослабляющие материалы;

Любая система измерений должна учитывать все изложенные факторы. Детали используемых методов для клинического применения необходимо выбирать исходя из качества и вида используемого излучения, однако некоторые из принципов являются общими для всех пучков излучения.

Главными параметрами в клинической дозиметрии поглощенной дозы пучка рентгеновского излучения являются: глубина лечения, размер поля, энергия рентгеновского пучка, расстояние «источник–поверхность», глубинное распределение дозы вдоль центральной оси пучка и отношение «ткань–воздух»¹.

¹ Следует отметить, что на практике в рентгеновском диапазоне энергий отношение «ткань–воздух» используют не часто.

4.1. Распределение глубинной дозы вдоль центральной оси пучка по глубине в фантоме (ПГД)

Интенсивность излучения первичных фотонов от точечного источника убывает обратно пропорционально квадрату расстояния от источника. При наличии рассеяния или поглощения излучения закон обратных квадратов не выполняется. Ослабление рентгеновского пучка в воздухе близко к закону обратных квадратов. В более плотной среде имеется больше взаимодействий фотонов, при которых часть энергии пучка поглощается в процессе фотоэлектрического эффекта либо комптоновского рассеяния. Электроны отдачи поглощаются вблизи места первоначального взаимодействия, а рассеянные фотоны могут пройти значительное расстояние от места взаимодействия.

Для измерения глубинного распределения мощности дозы в среде, детектор помещается на центральной оси пучка. Для достаточно узкого пучка мощность дозы уменьшается с глубиной, из-за поглощения фотонов и их рассеяния за границы узкого пучка. Ослабление узкого пучка хорошо описывается экспоненциальным законом. Пространственная расходимость первичных фотонов с увеличением расстояния от источника также приводит к снижению мощности дозы:

$$I = I_0 \frac{(\text{РИП} + d)^2}{\text{РИП}^2} f(d, A), \quad (4.1)$$

где РИП представляет собой расстояние от поверхности фантома до источника; d – глубина в фантоме; A – размер поля; I_0 – мощность дозы на поверхности фантома. Для небольших поперечных размеров полей и сильно фильтрованных рентгеновских пучков экспоненциальное ослабление хорошо аппроксимирует снижения дозы с глубиной. Однако для клинических полиэнергетических пучков рентгеновского излучения при наличии рассеяния экспоненциальная зависимость не соблюдается.

4.1.1. Измерение глубинного распределения дозы рентгеновского пучка низких энергий

Для измерения глубинного распределения дозы в низкоэнергетическом диапазоне используют твердотельный фантом. Тонкие пластины водозэквивалентного материала фантома, разработанного для использования с киловольтным рентгеновским излучением, помещаются над камерой. После этого фантом с камерой смещается таким образом, чтобы значение РИП оставалось постоянным. Строго говоря, такая процедура измерения позволяет получить глубинное распределение ионизации, а не дозы. Тем не менее на практике кривая относительной глубинной

ионизации с точностью нескольких процентов совпадает с кривой глубинной дозы на любой глубине, используемой в клинической практике.

Различие материала твердотельного фантома и воды в рассматриваемом диапазоне энергий не должно превышать нескольких процентов. Фантомы из ПММА не пригодны для измерений распределений глубинной дозы в рентгеновском диапазоне, хотя могут использоваться для пучков МэВ-х энергий.

4.1.2. Измерение глубинного распределения дозы рентгеновского пучка средних энергий

Для ортовольтного излучения измерение абсолютного значения поглощенной дозы проводят на глубине 2 г/см^2 в воде. Чтобы связать это значение с абсолютной дозой на других глубинах, необходимо получить относительное распределение дозы по глубине вдоль центральной оси (рис. 4.1). Распределения дозы по глубине необходимо измерять для каждого клинического пучка каждого аппарата. Нельзя использовать данные других аппаратов, без измерения своих! Цилиндрическая камера фермеровского типа объемом $0,65 \text{ см}^3$, которая используется для абсолютной дозиметрии в опорной точке, не может использоваться для относительной дозиметрии из-за искажений на глубинах в фантоме менее $0,5 \text{ см}$. В зависимости от размера поля и энергии пучка для такой камеры может иметься существенная неопределенность в поглощенной дозе на первых нескольких миллиметрах при измерении распределения дозы по глубине [2].

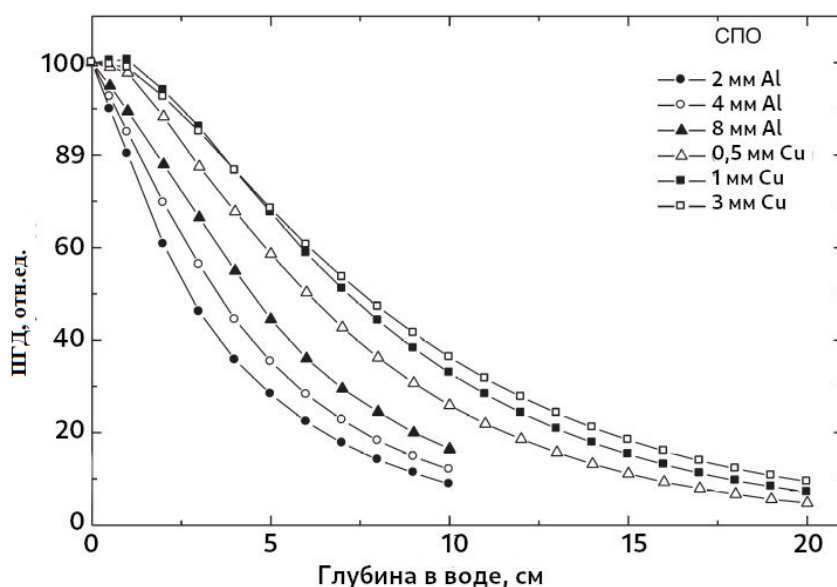


Рис. 4.1. Глубинное распределение дозы для среднеэнергетического диапазона рентгеновского излучения; для пучков излучения с СПО 2, 4 и 8 мм Al диаметр аппликатора 10 см, РИП 20 см; для пучков с СПО 0,5, 1 и 3 мм Cu размеры квадратного аппликатора $10 \times 10 \text{ см}$, РИП 50 см

Для измерения относительного распределения дозы по глубине применяют цилиндрическую ионизационную камеру объемом около $0,1 \text{ см}^3$ или плоскопараллельную камеру, предназначенную для дозиметрии электронных пучков высоких энергий. Эти детекторы позволяют точно измерить ионизацию на глубинах менее $0,5 \text{ см}$. Однако эти типы камер не проектировались для использования в киловольтном диапазоне энергий, поэтому отношение между распределением ионизации по глубине и распределением дозы по глубине (на больших глубинах) должно быть верифицировано путем сравнения результатов измерения с результатами камер фермеровского типа. Глубина измерения цилиндрической камерой в фантоме принимается равной глубине положения центральной оси камеры ($P_{\text{эфф}}$). В большинстве случаев различия между двумя типами камеры будут не больше, чем несколько процентов.

Некоторые детекторы, используемые обычно для сканирования высокоэнергетических пучков (фотоны, электроны, и т. д.), не подходят для использования в этом диапазоне рентгеновского излучения из-за чрезмерной зависимости от качества пучка при киловольтных энергиях. Фотодозиметрия и полупроводниковые диоды не подходят по этой же причине. По данным литературы могут использоваться некоторые типы ТЛД, но перед применением следует верифицировать их энергетический отклик относительно ионизационных камер.

Как правило, распределение дозы по глубине в водном или твердотельном фантоме представляют в виде процентной глубинной дозы (ПГД), а не в виде глубинного распределение абсолютного значения дозы.

4.1.3. Процентная глубинная доза (ПГД)

Значение процентной глубинной дозы (ПГД) определено как частное от деления поглощенной дозы на некоторой глубине d к поглощенной дозе на опорной глубине d_0 , выраженное в процентах. Таким образом, процентная глубинная доза ПГД равна:

$$\text{ПГД} = \frac{D_d}{D_{d_0}} \cdot 100. \quad (4.2)$$

Для низкоэнергетических рентгеновских пучков опорной глубиной обычно является поверхность фантома $d_0 = 0 \text{ см}$.

3.1.3.2. Зависимость ПГД от размеров и формы поля

Размеры поля можно характеризовать как с геометрической, так и с дозиметрической точки зрения. Геометрическим размером поля называют «проекцию дистального конца коллиматора на плоскость, перпендикулярную оси пучка из точки, соответствующей центру источника». Это

обычно соответствует геометрическому размеру коллиматора в поперечном направлении. Дозиметрический (физический) размер поля – это пространство на плоскости, которое перпендикулярно оси пучка на заданном расстоянии от источника, и ограничено определенной изодозной кривой (обычно 50 %). Если специально не оговорено другое, то под размерами поля подразумевают геометрические размеры.

Если размеры поля достаточно малы, то можно предположить, что глубинная доза есть следствие взаимодействия с тканью только первичного нерассеянного излучения, т. е. фотонов, прошедших вышележащий слой без взаимодействия. Вклад рассеянных фотонов в глубинную дозу в этом случае пренебрежимо мал. С увеличением размера поля вклад рассеянного излучения в поглощенную дозу увеличивается. Рост ПГД, вызванный увеличением размера поля, зависит от качества пучка. Для низкоэнергетических пучков зависимость ПГД от размера поля выражена сильнее, чем для высокоэнергетических. Кроме того, фотоны высоких энергий рассеиваются преимущественно вперед.

4.1.4. Пространственное распределение рентгеновского пучка

По сравнению с мощностью дозы на центральной оси мощность дозы при увеличении расстояния от интересующей точки относительно центральной оси пучка в поперечном направлении будет меняться. Для учета этого изменения используют внеосевой фактор – отношение дозы на соответствующем расстоянии от оси на определенной глубине к дозе на центральной оси на той же глубине.

Плоскостность пучка F оценивается путем нахождения значений максимальной дозы D_{\max} и минимальной дозы D_{\min} на профиле пучка в центральных 80 % ширины пучка, а затем с использованием соотношения

$$F = 100 \% \cdot \frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\max} + D_{\min}}. \quad (4.3)$$

Симметрия пучка S определяется по формуле

$$S = \left[\frac{M(x)}{M(-x)} \right]_{\max} \cdot 100 \%, \quad (4.4)$$

где $M(x)$ и $M(-x)$ – показания ионизационных камер во внеосевых положениях, симметричных центру пучка, и в пределах плоской области профиля ионизации. Пример дозового распределения рентгеновского излучения показан на рис. 4.2.

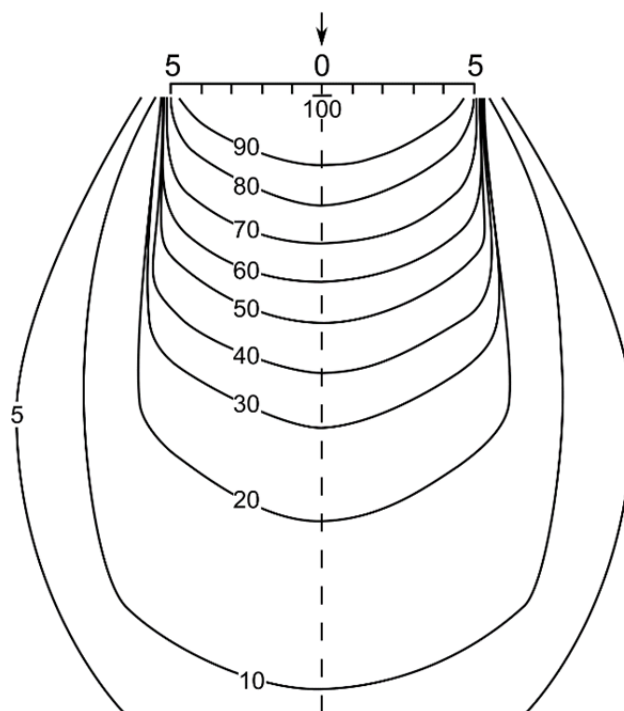


Рис. 4.2. Пример дозового распределения рентгеновского излучения 200 кВ, РИП = 50 см, СПО = 1 мм Си, размер поля = 10 × 10 см²

Рис. 4.2 также иллюстрирует стандартный способ отображения распределения дозы излучения в виде изодозных кривых. Падение дозы вдали от оси иллюстрируется закругленными изодозами, что обусловливается частично увеличением расстояния от источника и оси пучка к краю пучка (3 % для 25 см квадратного поля на расстоянии 50 см (РИП)) и частично сокращением рассеянного излучения. В неоднородной среде пучок излучения значительно сильнее ослабляется в материале с большим атомным номером, причем данный эффект больше проявляется для меньших энергий.

4.2. Определение отношения «ткань–воздух» (ОТВ) и отношения «рассеяние–воздух» (ОРВ)

Понятие отношение «ткань–воздух» (ОТВ) было введено в 1953 г. Сначала эту величину использовали исключительно для расчетов при ротационной терапии, когда источник излучения вращался вокруг оси, проходящей через опухоль. При этом расстояние от источника до очага (РИО) остается постоянным, в то время как РИП сильно изменяется в зависимости от контура тела пациента. Позднее понятие ОТВ было усовершенствовано для того, чтобы с его помощью упростить расчеты не только для ротационного облучения, но и для статического изоцентрического облучения, а также для фигурных полей.

ОТВ определяется как отношение дозы D_d в заданной точке фантома к дозе в воздухе в той же точке D_1 (рис. 4.3).

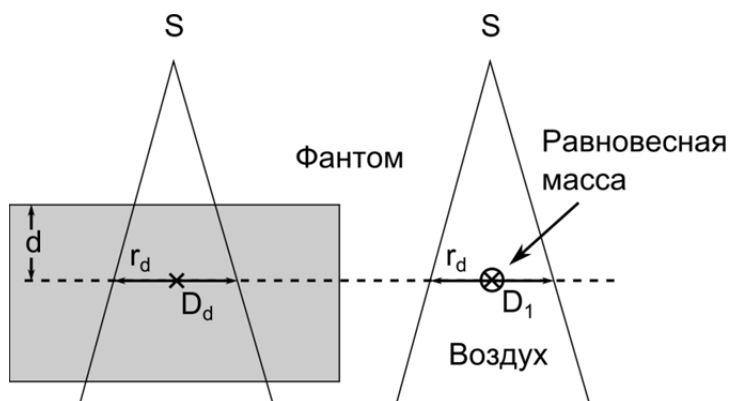


Рис. 4.3. Схема, иллюстрирующая понятие отношения «ткань–воздух»

Для пучка заданного качества ОТВ зависит от глубины d и размеров поля r_d на этой глубине:

$$\text{ОТВ}(d, r_d) = \frac{D_d}{D_1}. \quad (4.5)$$

4.2.1. Зависимость от РИП

Одним из главных качеств ОТВ является его независимость от расстояния до источника. Это приближение справедливо с погрешностью 2 % в диапазоне РИП, которое обычно применяется в клинике. К такому выводу можно прийти следующим образом. Поскольку ОТВ является отношением доз в одной и той же точке, зависимость от потока фотонов исключается. Таким образом ОТВ, представляет собой некую дозу, обусловленную только ослаблением и рассеянием пучка в фантоме по сравнению с дозой в той же точке мини-фантома (равновесного фантома (поглощающего колпачка)), расположенного в свободном воздушном пространстве. Поскольку первичный пучок ослабевает с глубиной экспоненциально, ОТВ для первичного пучка зависит только от глубины, а не от РИП. Для компоненты рассеяния – это не так очевидно. Тем не менее было доказано, что вклад рассеяния в глубинную дозу также не зависит от расходимости пучка, а зависит только от глубины и размера поля на этой глубине. Следовательно, ОТВ, состоящее из первичной и рассеянной компонент глубинной дозы, также не зависит от РИП.

4.2.2. Зависимость от глубины, энергии и размера поля

ОТВ зависит от энергии, глубины и размеров поля так же, как ПГД. ОТВ у мегавольтных пучков нарастает до максимума на глубине d_m , а затем уменьшается. Для узких пучков или для нулевого гипотетического

поля, глубинная доза которого обусловлена только первичными фотонами, ОТВ за глубиной d_m изменяется экспоненциально:

$$\text{ОТВ}(d, 0) = e^{-\bar{\mu}(d-d_m)}, \quad (4.6)$$

где $\bar{\mu}$ – усредненный коэффициент ослабления пучка в заданной среде.

С увеличением размера поля компонента рассеяния растет, и зависимость ОТВ от глубины становится более сложной.

4.2.3. Фактор обратного рассеяния

Фактор обратного рассеяния связан с ОТВ. Фактор обратного рассеяния можно определить как отношение дозы в точке на центральной оси на глубине $d_m = d_0 = 0$ к дозе в свободном воздухе в этой же точке (аналогично формуле (3.10)):

$$B_w = \frac{D_{\max}}{D_1}, \quad (4.7)$$

или

$$B_w = \text{ОТВ}(d_m r_{d_m}), \quad (4.8)$$

где A_{d_m} – размер поля на глубине максимума дозы $d_m = d_0 = 0$.

4.2.4. Связь между ОТВ и ПГД

Значения ОТВ и ПГД взаимосвязаны. Рассмотрим рис. 4.4, а. Пусть $\text{ОТВ}(d, A_d)$ есть отношение «ткань–воздух» в точке Q для поля A_d на глубине d , A – размеры поля на поверхности, РИП = f , а d_m – глубина дозового максимума в точке P . Допустим, что $D(P)$ и $D(Q)$ – дозы в свободном воздухе в точках P и Q (рис. 4.5, б, в).

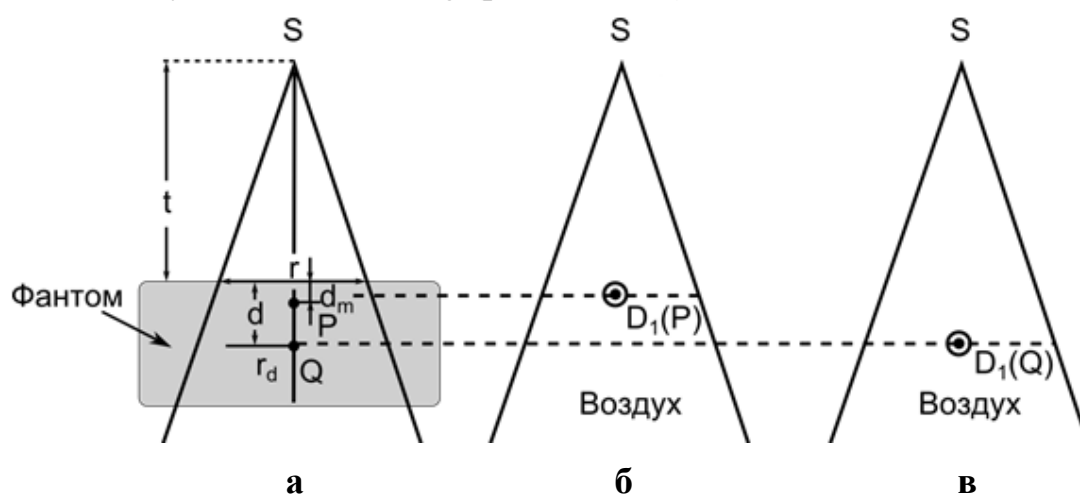


Рис. 4.4. Связь между ОТВ и ПГД

Отношение «ткань–воздух» на глубине d будет вычисляться следующим образом:

$$\text{ОТВ}(d, A_d) = \frac{D_d(Q)}{D_1(Q)}, \quad (4.9)$$

или

$$D_d(Q) = \text{ОТВ}(d, A_d) \cdot D_1(Q). \quad (4.10)$$

Доза в точке P :

$$D_{\max}(P) = D_1(P) \cdot B_w(A). \quad (4.11)$$

По определению ПГД

$$P(d, A, f) = \frac{D_d(Q)}{D_{\max}(P)} \cdot 100. \quad (4.12)$$

Объединяя (4.10)–(4.12), получим общую формулу для вычисления ПГД:

$$P(d, A, f) = \text{ОТВ}(d, A_d) \cdot \frac{1}{B_w(A)} \cdot \left(\frac{f + d_m}{f + d} \right)^2 \cdot 100. \quad (4.13)$$

4.2.5. Отношение «рассеяние–воздух»

Отношение рассеяние-воздух (ОРВ) применяется для расчета доз от рассеянного излучения в среде. Вычисление первичной и рассеянной компонент дозы по отдельности особенно полезно при расчете доз для фигурных полей неправильной формы.

Значение ОРВ можно определить как отношение дозы рассеянного излучения в заданной точке фантома к дозе в свободном пространстве в той же точке. ОРВ, как и ОТВ, не зависит от РИП, но зависит от энергии пучка, глубины и размеров поля [1].

Поскольку рассеянная доза представляет собой разность между полной дозой и дозой, обусловленной первичным излучением в той же точке, ОРВ можно выразить через ОТВ для заданного и нулевого поля:

$$\text{ОРВ}(d, A_d) = \text{ОТВ}(d, A_d) - \text{ОТВ}(d, 0), \quad (4.14)$$

где $\text{ОТВ}(d, 0)$ соответствует компоненте, обусловленной первичным излучением.

ОРВ используют для расчета дозы рассеянного излучения в полях любой формы, поэтому значения ОРВ табулированы в виде функции глубины и радиуса круглого поля на этой глубине.

ЛАБОРАТОРНЫЕ РАБОТЫ

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА 1

Определение номинального уровня дозы для поглощающих фильтров

Цель работы: определение номинального уровня дозы имеющихся фильтров с эталонным аппликатором.

Используемое оборудование:

- рентгеновский аппарат XStrahl 300;
- клинический дозиметр (электрометр) DOSE-1;
- ионизационные камеры (PTW23342, FC65 (G/P));
- твердотельный фантом с пластинами-адаптерами;
- водный фантом IBA Blue Phantom²;
- блок управления CCU водным фантомом Blue Phantom;
- измерительные приборы давления и температуры;
- набор кабелей.

Подготовка к проведению эксперимента

При подготовке к проведению эксперимента необходимо выполнить следующие действия:

1. Ознакомиться с описанием лабораторной работы.
2. Ознакомиться с техникой безопасности при эксплуатации источников ионизирующего излучения.
3. Ознакомиться с паспортами оборудования для рентгеновской трубки, дозиметра, ионизационной камеры.
4. Ознакомиться с руководством по эксплуатации рентгеновской трубки и программного обеспечения, измерительного оборудования, сканера дозного поля Blue Phantom² [3, 4, 6, 10].
5. Включить рентгеновскую установку. В программе «Imperium» запустить процедуру автоматического прогрева установки («Warm Up»).
6. Включить дозиметр Dose-1 и оставить его во включенном состоянии не менее 20 мин для прогрева.
7. Измерить температуру и давление окружающего воздуха с помощью измерительных приборов [6].
8. Запустить программу «Fisica» на управляющем компьютере рентгеновской установки. Процесс калибровки измеряет импульсы электрометра от ионизационной камеры в течение 1 мин облучения. Данный период установлен по умолчанию в программе «Fisica».
9. Для определения номинального уровня дозы для фильтров низкоэнергетического диапазона (60...100 кэВ) необходимо установить

твёрдый фантом и ионизационную камеру РТW23342 согласно рис. 1. Каждому фильтру соответствует свой аппликатор. Установить плоскопараллельную ионизационную камеру РТW23342 в твёрдый фантом так, чтобы опорная точка камеры находилась в центре окна камеры на внешней его поверхности заподлицо с передней поверхностью фантома.

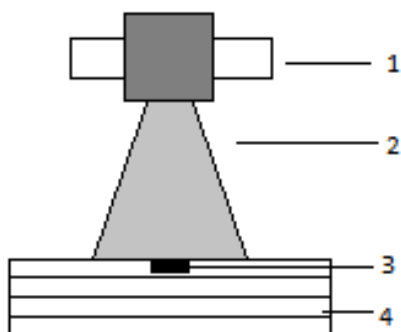


Рис. 1. Схема установки: 1 – источник рентгеновского излучения XStrahl 300; 2 – коллиматор; 3 – плоскопараллельная ионизационная камера РТW23342; 4 – твёрдый фантом с пластинами-адаптерами под ионизационную камеру

10. Для определения номинального уровня дозы для фильтров среднеэнергетического диапазона (100...300 кэВ) необходимо установить водный фантом Blue Phantom² и ионизационную камеру FC65G(P) согласно рис. 2. Аппликатор должен соприкасаться с поверхностью воды (РИП = 50 см). Измерение проводят на глубине 2 см.

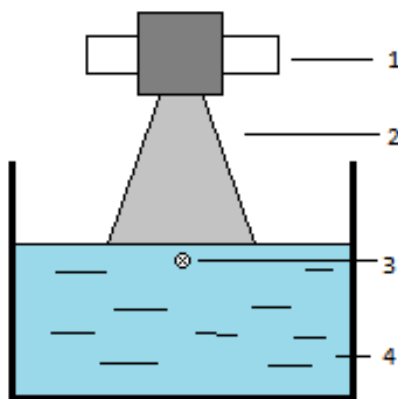


Рис. 2. Схема установки: 1 – источник рентгеновского излучения XStrahl 300; 2 – коллиматор; 3 – цилиндрическая ионизационная камера IBA FC65-G(P); 4 – водный фантом IBA Blue Phantom²

11. Для калибровки фильтра убедитесь, что эталонный аппликатор определен в окне редактирования фильтра. В меню инструментов программы «Fisica» выберите «Calibrate Filter» (калибровка фильтра). Появится следующее диалоговое окно (рис. 3):

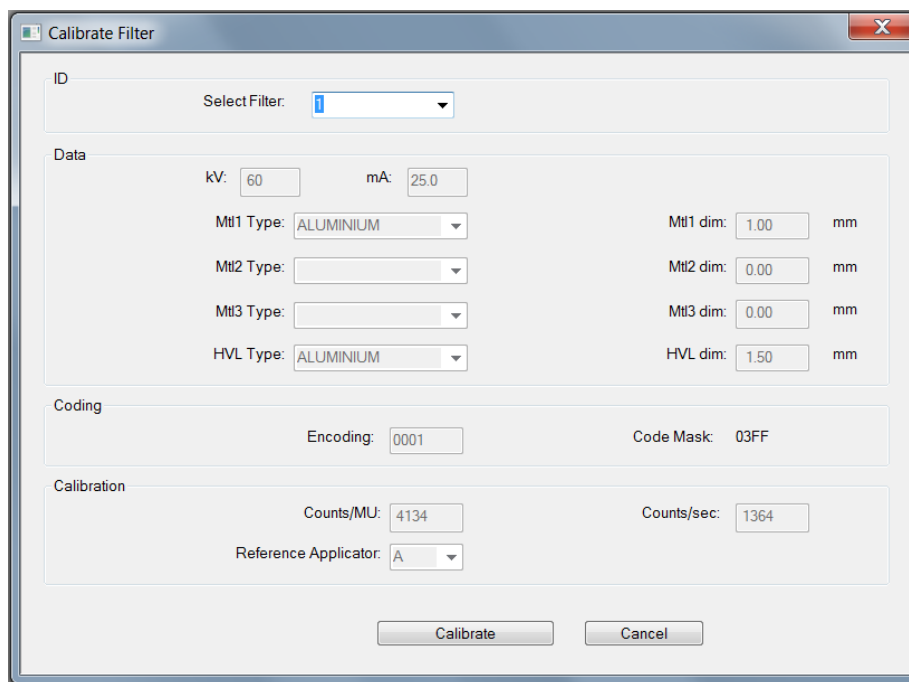


Рис. 3. Диалоговое окно калибровки фильтра программы «Fisica»

12. Эталонный аппликатор указан внизу данного окна (Reference Applicator). После установки требуемого фильтра и аппликатора на аппарат и размещения в нужном положении ионизационной камеры нажать клавишу «Calibrate» (калибровка). Появится экран калибровки фильтра (рис. 4).

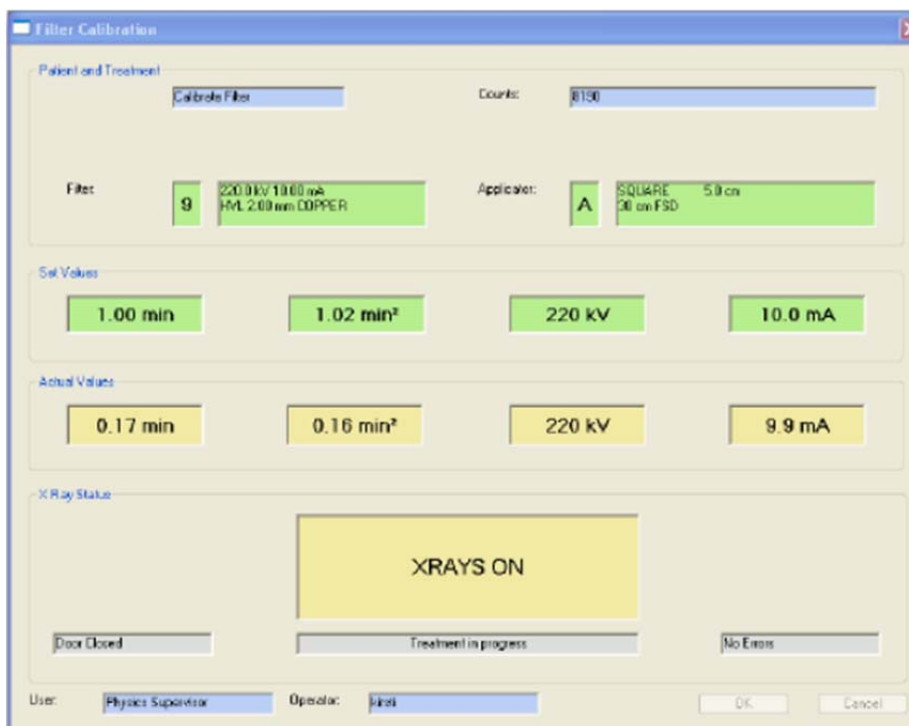


Рис. 4. Экран начала калибровки фильтра программы «Fisica»

13. Отобразится информация по выбранному фильтру и аппликатору, а также время облучения, установленное на 1 мин. Провести измерения заряда и расчет поглощенной дозы. Результаты измерений записать в диалоговом окне данных калибровки фильтра в поле «MU» (рис. 5). Ввести значение ME из расчета $1 \text{ cГр} = 1 \text{ ME}$. Результат записать в табл. 1.

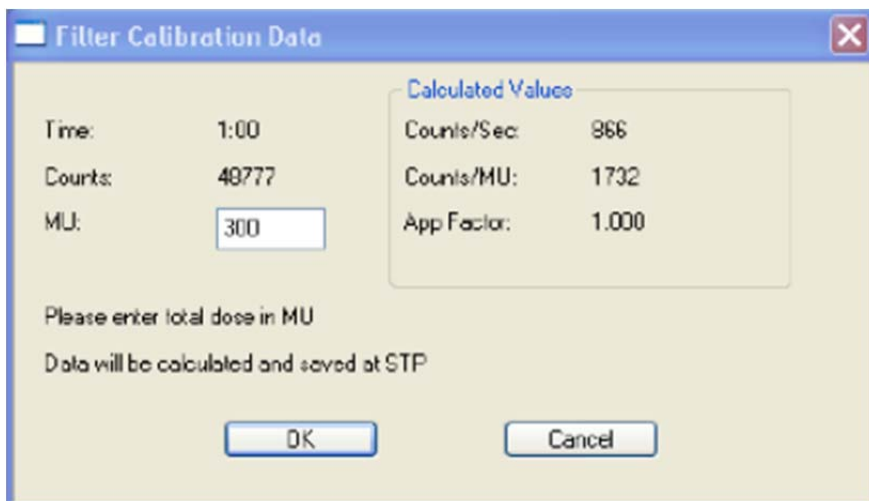


Рис. 5. Запись результата расчета monitorных единиц

Таблица 1

Экспериментальные результаты калибровки фильтров рентгеновской установки

Фильтр	1	2	3	4	5	6	7	8	9
ME									

14. Ввести требуемое значение ME и нажать «Write» (записать). После нажатия кнопки «Write» она сменится кнопкой «OK» и отобразятся вычисленные значения количества импульсов в секунду, количество импульсов на ME и фактор аппликатора. Вычисленные значения сохраняются при стандартной температуре и давлении.

15. Повторить пункты 9–13 для каждого имеющегося в наборе фильтра с соответствующим референсным аппликатором.

Контрольные вопросы

1. Что называется рентгеновским излучением?
2. Какое устройство используется для генерации рентгеновского излучения?
3. Каковы понятие и принцип работы рентгеновской трубки?
4. Какие детекторы использованы в данной работе?

5. Что такое ионизационная камера и на чем основана ее работа?
6. Как определяется толщина слоя половинного ослабления?
7. Как рассчитывается толщина слоя половинного ослабления?
8. От чего зависит линейный и массовый коэффициент ослабления?
9. Какой элемент в данной работе выбран в качестве поглотителя и почему?
10. Что такое керма в воздухе?
11. Почему параметр СПО не используется для характеристики качества фотонного пучка в мегавольтном диапазоне?

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА 2

Определение поглощенной дозы в воде для низкоэнергетического рентгеновского излучения

Цель работы: определение поглощенной дозы в низкоэнергетическом диапазоне рентгеновского излучения (60 и 80 кВ).

Используемое оборудование:

- рентгеновский аппарат XStrahl 300;
- клинический дозиметр DOSE-1;
- ионизационная камера PTW23342;
- твердотельный фантом с пластинами-адаптерами;
- измерительные приборы давления и температуры;
- набор кабелей.

Порядок выполнения работы

При подготовке к проведению эксперимента необходимо выполнить следующие действия:

1. Ознакомиться с описанием лабораторной работы.
2. Ознакомиться с техникой безопасности при эксплуатации источников ионизирующего излучения.
3. Ознакомиться с паспортами оборудования для рентгеновской трубки, дозиметра, ионизационной камеры.
4. Ознакомиться с руководством по эксплуатации рентгеновской трубки и программного обеспечения, измерительного оборудования [3, 6].
5. Подготовить к работе дозиметр, фантом и источник рентгеновского излучения.
6. Включить рентгеновскую установку. При первом запуске установки в программе «Imregium» запустить процедуру автоматического прогрева установки («Warm Up»).
7. Включить дозиметр Dose-1 и оставить его во включенном состоянии не менее 20 минут для прогрева.
8. Установить фильтр, соответствующий требуемой энергии и референсный аппликатор.
9. Установить плоскопараллельную ионизационную камеру PTW23342 в твердотельный фантом так, чтобы опорная точка камеры находилась в центре окна камеры на внешней его поверхности (или на внешней поверхности пленки, если она используется), позиционирована заподлицо с передней поверхностью фантома (рис. 6).
10. Подключить ионизационную камеру к электрметру DOSE-1.

11. Перед началом измерений облучить камеру РТW23342 пучком излучения дозой 200 МЕ. Произвести вычет фоновых значений.

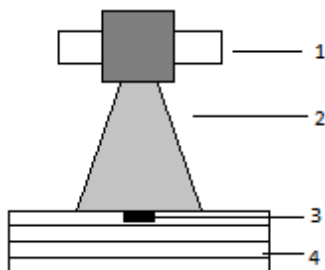


Рис. 6. Схема установки: 1 – источник рентгеновского излучения XStrahl 300; 2 – коллиматор; 3 – плоскопараллельная ионизационная камера РТW23342; 4 – твердый фантом с пластинами-адаптерами под ионизационную камеру

12. Измерить температуру и давление окружающего воздуха с помощью измерительных приборов.

13. Провести измерения заряда (не менее 3 измерений) в эффективной точке измерения плоскопараллельной ионизационной камеры при определенном количестве подведенных мониторных единиц (например, 100 МЕ). Заполнить табл. 2 и вычислить погрешность измерений согласно формулам (А.1)–(А.8) (прил. А).

Таблица 2

Экспериментальные результаты и расчеты погрешностей измерений заряда в эффективной точке измерения ионизационной камеры

M (Кл)	M (Кл)	M (Кл)	<M> (Кл)	s(x _i)	s(x̄) = u _A	u _B	u _C	
								%

14. Определить поправку на рекомбинацию P_{ion} . Для этого измерить заряд при напряжении на детекторе +300 и +150 В при одинаковой дозе облучения. Поправку вычислить по формуле (3.8).

15. Измерения провести не менее 3 раз и определить погрешность измерений согласно формулам А.1–А.8 (прил. А). Заполнить табл. 3.

Таблица 3

Экспериментальные результаты и расчеты погрешностей измерений по определению поправки на рекомбинацию камеры

Напряжение на детекторе	M (Кл)	M (Кл)	M (Кл)	<M> (Кл)	s(x _i)	s(x̄) = u _A	u _B	u _C	
									%
+150 В									
+300 В									

16. Определить поправку на полярность напряжения P_{pol} . Для этого измерить заряд при напряжении на детекторе 300 В и –300 В при одинаковой дозе облучения. Поправку вычислить по формуле (3.7). Заполнить табл. 4.

Таблица 4

Экспериментальные результаты и расчеты погрешностей измерений по определению поправки на полярность камеры

Напряжение на детекторе	M (Кл)	M (Кл)	M (Кл)	$\langle \rangle$ (Кл)	$s(x_i)$	$s(\hat{x}) = u_A$	u_B	u_C	
									%
–300 В									
+300 В									

17. С учетом поправок на температуру, давление, эффект рекомбинации и полярности определить скорректированное значение заряда M по формуле (3.2).

18. По формуле (3.5) вычислить поглощенную дозу в воде. Значение калибровочного коэффициента взять из сертификата ионизационной камеры. На основании расчета определить соотношение между одной мониторинжной единицей и соответствующей ей поглощенной дозой.

19. Провести измерения для напряжений 60 и 80 кВ.

20. Сделать выводы по выполненной лабораторной работе и ответить на контрольные вопросы.

Контрольные вопросы

1. Почему перед началом проведения измерений необходимо провести предварительное облучение дозиметрической системы?

2. Какие эффекты учитывает поправочный коэффициент $P_{stem, air}$?

3. Почему необходимо проводить дозиметрические измерения в эффективной точке измерения детектора и где она находится?

4. Как влияют коэффициенты поправки на полярность и рекомбинацию на показания детектора?

5. Каким образом различная плотность материалов, находящихся в поле облучения, оказывает влияние на показания детектора?

6. В чем отличия калибровочных коэффициентов N_{D,W,Q_0} , $N_{D,W,Q}$ и N_K ?

7. В чем отличия $\left[\left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \right)_{air}^W \right]_{air}$ от $\left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{air}^W \right]_{air}$?

8. Каковы главные отличия между «методом в воздухе» и «методом в воде» определения поглощенной дозы в воде?

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА 3

Измерение процентной глубинной дозы в воде для рентгеновского излучения в зависимости от размера поля

Цель работы: измерение процентной глубинной дозы рентгеновского излучения в диапазоне низких и средних энергий.

Используемое оборудование:

- рентгеновский аппарат XStrahl 300;
- водный фантом IBA Blue Phantom²;
- блок управления ССУ водным фантомом Blue Phantom;
- ионизационная камера PPC40 или PPC05;
- ионизационная камера СС13 или СС01;
- набор кабелей для подключения ППК к блоку управления водным фантомом;
- компьютер с программным обеспечением «*OmniPro Accept*» для IBA Blue Phantom².

Порядок выполнения работы

При подготовке к проведению эксперимента необходимо выполнить следующие действия:

1. Ознакомиться с описанием лабораторной работы.
2. Ознакомиться с техникой безопасности при эксплуатации источников ионизирующего излучения.
3. Ознакомиться с паспортами оборудования для рентгеновской трубки, дозиметра, ионизационной камеры.
4. Ознакомиться с руководством по эксплуатации рентгеновской трубки и программного обеспечения, измерительного оборудования, сканера дозного поля Blue Phantom² [3, 4, 6, 10].
5. Подготовить установку, согласно схеме на рис. 7.

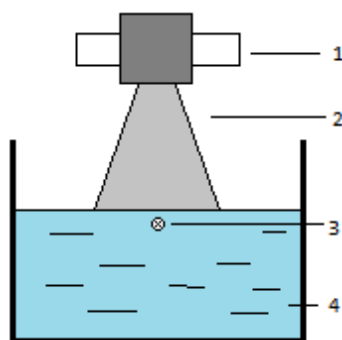


Рис. 7. Схема установки: 1 – источник рентгеновского излучения XStrahl 300; 2 – коллиматор; 3 – цилиндрическая ионизационная камера IBA FC65-G; 4 – водный фантом Iba Blue Phantom²

6. Установить водный фантом Blue Phantom² под рентгеновской трубкой, выровнять по спиртовому уровню и залить водой.

7. Подключить фантом к ССУ и включить программное обеспечение «OmniPro Асcept».

8. Установить ППК РРС40 (или РРС05) в водном фантоме с помощью соответствующего адаптера и подключить к блоку управления ССУ («Field») с помощью кабеля. Далее любое управление ППК проводится через программное обеспечение «OmniPro Асcept» и блок управления ССУ.

9. Установить ИК СС13 над водным фантомом в воздухе с помощью соответствующего адаптера и подключить к блоку управления ССУ «Reference» с помощью кабеля (однако можно обойтись без «Reference» дозиметра для относительных измерений рентгеновского пучка с закрытыми аппликаторами (тубусами)).

10. Для напряжений трубки 60 и 80 кВ использовать круглый аппликатор диаметром 3 см.

11. Для напряжений трубки от 100 до 300 кВ использовать квадратный аппликатор с размером $10 \times 10 \text{ см}^2$.

12. Установить ППК на глубину более 25 см в воде.

13. Установить непрерывный (continuous) режим сканирования с минимальной скоростью перемещения каретки (0,5 см/с) с камерой вдоль оси сканирования.

14. Получить значения ПГД среднеэнергетического диапазона энергии рентгеновских трубки (100...200 кВ) при различных размерах поля (20×20 , 15×15 , 10×10 , 8×8 , 6×6 , $4 \times 4 \text{ см}^2$).

15. Составить отчет о проделанной работе и ответить на контрольные вопросы.

16. Убрать водный фантом.

Контрольные вопросы

1. Как ведет себя ПГД для рентгеновского излучения с увеличением энергии?

2. Как изменяется ПГД с увеличением размеров поля и от чего это зависит?

3. Почему закон обратных квадратов не работает для среды, более плотной, чем воздух?

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА 4

Измерение поперечных профилей открытого пучка в воде для рентгеновского излучения в зависимости от размера поля

Цель работы: измерение процентной глубинной дозы рентгеновского излучения в диапазоне низких и средних энергий.

Используемое оборудование:

- рентгеновский аппарат XStrahl 300;
- водный фантом IBA Blue Phantom²;
- блок управления ССУ водным фантомом Blue Phantom;
- ионизационная камера PPC40 или PPC05;
- ионизационная камера СС13 или СС01;
- набор кабелей для подключения ППК к блоку управления водным фантомом;
- компьютер с программным обеспечением «OmniPro Accept» для IBA Blue Phantom².

Порядок выполнения работы

При подготовке к проведению эксперимента необходимо выполнить следующие действия:

1. Ознакомиться с описанием лабораторной работы.
2. Ознакомиться с техникой безопасности при эксплуатации источников ионизирующего излучения.
3. Ознакомиться с паспортами оборудования для рентгеновской трубки, дозиметра, ионизационной камеры.
4. Ознакомиться с руководством по эксплуатации рентгеновской трубки и программного обеспечения, измерительного оборудования, сканера дозного поля Blue Phantom² [3, 4, 6, 10].
5. Подготовить установку, согласно схеме на рис. 8.

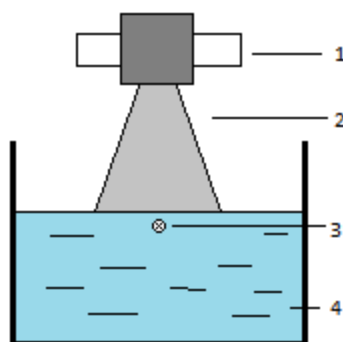


Рис. 8. Схема установки: 1 – источник рентгеновского излучения XStrahl 300; 2 – коллиматор; 3 – цилиндрическая ионизационная камера IBA FC65-G; 4 – водный фантом IBA Blue Phantom²

6. Установить водный фантом Blue Phantom под рентгеновской трубкой, выровнять по спиртовому уровню и залить водой.

7. Подключить фантом к ССУ и включить программное обеспечение «OmniPro Ассерт».

8. Установить ППК РРС40 (или РРС05) в водном фантоме с помощью соответствующего адаптера и подключить к блоку управления ССУ («Field») с помощью кабеля. Далее любое управление ППК проводится через программное обеспечение «OmniPro Ассерт» и блок управления ССУ.

9. Установить ИК СС13 над водным фантомом в воздухе с помощью соответствующего адаптера и подключить к блоку управления ССУ «Reference» с помощью кабеля (однако можно обойтись без «Reference» дозиметра для относительных измерений рентгеновского пучка с закрытыми аппликаторами (тубусами)).

10. Установить цилиндрическую ионизационную камеру СС13 в водный фантом на глубине 2 см.

11. Провести измерение поперечных профилей пучка для среднеэнергетического рентгеновского излучения с помощью цилиндрической ионизационной камеры для соответствующих размеров полей (20×20 , 15×15 , 10×10 , 8×8 , 6×6 , 4×4 см²).

12. Составить отчет о проделанной работе и ответить на контрольные вопросы.

13. Убрать водный фантом.

Контрольные вопросы

1. Как изменяется форма поперечного профиля для рентгеновского излучения с увеличением энергии?

2. Как изменяется форма поперечного профиля пучка с увеличением размеров поля и от чего это зависит?

3. Как оценивается плоскостность и симметрия пучка?

4. Каковы основные области профиля пучка? Опишите их.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА 5

Определение поглощенной дозы в воде и ОТВ для среднеэнергетического рентгеновского излучения

Цель работы: определение поглощенной дозы и отношения «ткань–воздух» в среднеэнергетическом диапазоне рентгеновского излучения (100...200 кВ).

Используемое оборудование:

- рентгеновский аппарат XStrahl 300;
- клинический дозиметр DOSE-1;
- ионизационные камеры FC65-G;
- водный фантом IBA Blue Phantom²;
- измерительные приборы давления и температуры;
- набор кабелей.

Порядок выполнения работы

При подготовке к проведению эксперимента необходимо выполнить следующие действия:

1. Ознакомиться с описанием лабораторной работы.
2. Ознакомиться с техникой безопасности при эксплуатации источников ионизирующего излучения.
3. Ознакомиться с паспортами оборудования для рентгеновской трубки, дозиметра, ионизационной камеры.
4. Ознакомиться с руководством по эксплуатации рентгеновской трубки и программного обеспечения, измерительного оборудования, сканера дозного поля Blue Phantom² [3, 4, 6, 10].
5. Подготовить установку, согласно схеме на рис. 9.

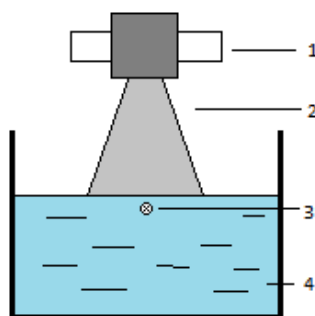


Рис. 9. Схема установки: 1 – источник рентгеновского излучения XStrahl 300; 2 – коллиматор; 3 – цилиндрическая ионизационная камера IBA FC65-G; 4 – водный фантом IBA Blue Phantom²

6. Установить водный фантом Blue Phantom² напротив выходного окна рентгеновской трубки XStrahl 300. Установить требуемый фильтр и

коллиматор. Коллиматор должен соприкасаться с поверхностью воды (РИП 50 см).

7. Установить цилиндрическую ионизационную камеру типа FC65-G(P) в водном фантоме Blue Phantom² и переместить на глубину 20 мм.

8. Подготовить к работе дозиметр и источник рентгеновского излучения согласно инструкции по эксплуатации.

9. Подключить ионизационную камеру к электрометру DOSE-1.

10. Включить дозиметр DOSE-1. Прогреть минимум 15 мин.

11. Перед началом измерений облучить камеру FC65-G(P) (3 мин) пучком излучения. Провести компенсацию фоновых значений.

12. Измерить температуру и давление окружающего воздуха.

13. Установить питающее напряжение ионизационной камеры +300 В.

14. Провести измерения заряда (не менее трех измерений) при одинаковой дозе облучения. Заполнить табл. 5 и вычислить погрешность измерений согласно формулам (А.1)–(А.8) (прил. А).

Таблица 5

Экспериментальные результаты и расчеты погрешностей измерений заряда в эффективной точке измерения ионизационной камеры

M (Кл)	M (Кл)	M (Кл)	\bar{M} (Кл)	$\Delta\tilde{x}_{сл}$

15. Определить поправку на рекомбинацию P_{ion} . Для этого измерить заряд при напряжении на детекторе +300 и +150 В при одинаковой дозе облучения. Поправку вычислить по формуле (3.8).

16. Измерения провести не менее 3 раз, и определить погрешность измерений согласно формулам (А.1)–(А.8) (прил. А). Заполнить табл. 6.

Таблица 6

Экспериментальные результаты и расчеты погрешностей измерений по определению поправки на рекомбинацию камеры

Напряжение на детекторе	M (Кл)	M (Кл)	M (Кл)	\bar{M} (Кл)	$\Delta\tilde{x}_{сл}$
+300 В					
+150 В					

17. Определить поправку на полярность камеры P_{pol} . Для этого измерить заряд при напряжении на детекторе +300 и –300 В при одинаковой дозе облучения. Поправку вычислить по формуле (3.8).

18. Измерения провести не менее трех раз и определить погрешность измерений согласно формулам (А.1)–(А.8) (прил. А). Заполнить табл. 7.

Таблица 7

Экспериментальные результаты и расчеты погрешностей измерений по определению поправки на полярность камеры

Напряжение на детекторе	M (Кл)	M (Кл)	M (Кл)	\bar{M} (Кл)	$\Delta\tilde{x}_{сл}$
+300 В					
-300 В					

19. С учетом поправок на температуру, давление, эффект рекомбинации и полярности пучка определить скорректированное значение заряда M по формуле (3.2).

20. Поскольку данная ионизационная камера калибрована в показателях поглощенной дозы в воде, для определения поглощенной дозы в воде необходимо воспользоваться формализмом по определению поглощенной дозы в воде на основе калибровочного коэффициента в единицах поглощенной дозы в воде. По формуле (3.5) вычислить поглощенную дозу в воде. Значение калибровочного коэффициента для камеры взять из сертификата ионизационной камеры.

21. Слить воду с фантома, чтобы камера была в воздухе.

22. Провести измерения заряда в эффективной точке измерения ионизационной камеры для каждой энергии.

23. Определить поправку на рекомбинацию P_{ion} . Для этого измерить заряд при напряжении на детекторе +300 и +150 В при одинаковом дозовом выходе пучка. Поправку вычислить по формуле (3.8).

24. Измерения провести не менее трех раз и определить погрешность измерений согласно формулам (А.1)–(А.3) (прил. А). Заполнить табл. 8.

Таблица 8

Экспериментальные результаты и расчеты погрешностей измерений по определению поправки на рекомбинацию камеры

Напряжение на детекторе	M (Кл)	M (Кл)	M (Кл)	\bar{M} (Кл)	$\Delta\tilde{x}_{сл}$
+300 В					
+150 В					

25. Определить поправку на полярность камеры P_{pol} . Для этого измерить заряд при напряжении на детекторе +300 и -300 В при одинаковом дозовом выходе пучка. Поправку вычислить по формуле (3.6).

26. Измерения провести не менее трех раз, и определить погрешность измерений согласно формулам (А.1)–(А.8) (прил. А). Заполнить табл. 9.

Таблица 9

Экспериментальные результаты и расчеты погрешностей измерений по определению поправки на полярность камеры

Напряжение на детекторе	M (Кл)	M (Кл)	M (Кл)	\dot{M} (Кл)	$\Delta\tilde{x}_{cl}$
+300 В					
-300 В					

27. С учетом поправок на температуру, давление, эффект рекомбинации и полярности пучка определить скорректированное значение заряда M для каждой точки измерения по формуле (3.2). Результаты занести в табл. 10.

Таблица 10

Экспериментальные результаты определения поглощенной дозы в воздухе

№ п/п	Глубина в воздухе, см	Поглощенная доза в воздухе, Гр				
		РИП = 50 см				
		100 кВ	120 кВ	150 кВ	180 кВ	200 кВ
1	2					

28. Вычислить ОТВ для каждой энергии.

29. Провести измерения для всех доступных энергий.

30. Сделать выводы по результатам выполненной лабораторной работы и ответить на контрольные вопросы.

Контрольные вопросы

1. Почему необходимо проводить дозиметрические измерения в эффективной точке измерения детектора и где она находится?

2. Каковы главные отличия между «методом в воздухе» и «методом в воде» дозы в воде?

3. Какие эффекты учитывает поправочный коэффициент P_{sheath} ?

4. Какие эффекты учитывает поправочный коэффициент P_{dis} ?

5. Какие эффекты учитывает поправочный коэффициент $P_{E, \theta}$?

6. В чем отличия поправочных коэффициентов $P_{stem, water}$ от $P_{stem, air}$?

7. Почему меняется время облучения на фракцию при различных фильтрах?

8. Каковы главные отличия между «методом в воздухе» и «методом в воде» определения поглощенной дозы в воде для рентгеновского излучения?

9. Что показывает отношение «ткань–воздух»?

10. Какова зависимость ОТВ от РИП и почему?

11. Какова зависимость ОТВ от глубины, энергии и размера поля?
12. Как определяется ОТВ при изменении размера поля?
13. Что показывает отношение «рассеяние–воздух»?
14. Какова зависимость ОРВ от РИП и почему?
15. Какова зависимость ОРВ от глубины, энергии и размера поля и почему?

Обозначения

B_W – фактор обратного рассеяния, который определен для опорного размера поля и качества пучка, как отношение водной кермы на поверхности полу бесконечного водного фантома к водной керме в той точке в отсутствии фантома. Безразмерная величина.

B_{med} – поправочный коэффициент обратного рассеяния.

C_w^{med} – фактор, преобразующий дозу из воды в среду, который безразмерный. Безразмерная величина.

D – диаметр.

$D_{med, d=0}$ – поглощенная доза в среде на глубине d . Единица измерения – Гр.

D_W – поглощенная доза в воде. Единица измерения – Гр.

$D_{w, d=0}$ – поглощенная доза в воде на глубине d . Единица измерения – Гр.

d_{ref} – опорная глубина (референсная глубина) в воде калибровочных измерений дозы. Для низкоэнергетических рентгеновских пучков измеряется в см, для среднеэнергетических рентгеновских пучков – в зависимости от интересующей точки измерения.

$\dot{K}(A, d_0(\text{фантом}))$ – мощность кермы на поверхности фантома. Единица измерения – Гр/ч.

$\dot{K}(A, d_0(\text{воздух}))$ – мощность кермы в воздухе. Единица измерения – Гр/ч.

K_{air} – воздушная керма. Единица измерения – Гр.

K_W – водная керма. Единица измерения – Гр.

K_W^{water} – водная керма на поверхности водного фантома. Единица измерения – Гр.

K_{air}^{in-air} – воздушная керма, измеренная в воздухе. Единица измерения – Гр.

K_W^{in-air} – водная керма, измеренная в воздухе. Единица измерения – Гр.

k_{Q, Q_0} – поправочный коэффициент, зависящий от камеры, учитывающий разницу качества излучения стандартного и реального пучка. Безразмерный величина.

$K_{Q, cham}$ – полный поправочный фактор, учитывающий эффекты при изменении калибровочного качества пучка относительно измеренного, а

также эффекты возмущения флюенса фотонов в точке измерения из-за самой камеры и ножки камеры. Безразмерная величина.

$$\left[\left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \right)_{air}^W \right]_{air} - \text{отношение средних массовых коэффициентов пере-}$$

дачи энергии для материала фантома и воздуха, усредненные по падающему спектру фотонов. Безразмерная величина.

$$\left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{air}^W \right]_{air} - \text{отношение массовых коэффициентов поглощений,}$$

которое используется для преобразования воздушной кермы в водную керму, либо в свободном воздухе, либо на глубине водного фантома. Безразмерная величина.

$$\left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_w^{med} \right]_{air} - \text{отношение коэффициентов массовых поглощений}$$

в среде к коэффициентам массовых поглощений в воде, усредненные по спектру первичных фотонов в воздухе. Безразмерная величина.

M_{raw} – нескорректированное показание электрметра. Если знак не указан, то во время измерения собирается тот же заряд, что при калибровке. Если знак сигнала указывается «+» или «-», то означает знак собранного заряда. Единица измерения – Кл.

M – скорректированное показание электрметра на температуру, давление, ионную рекомбинацию, эффект полярности и точность электрметра. Единица измерения – Кл.

$$\frac{M_Q^{air}}{M_Q^{surface}} - \text{отношение показаний дозиметра при установке каме-}$$

ры в воздухе и на поверхности фантома. Безразмерная величина.

$N_{K,Q}$ – калибровочный фактор по воздушной керме, используется для спецификации качества пучка. Эта величина при умножении со скорректированным показанием электрметра дает воздушную керму в условиях, что спектр флюенса фотонов и угловое распределение те же, что и при определении калибровочного фактора. Единица измерения – Гр · Кл⁻¹

N_{K,Q_0} – калибровочный фактор по воздушной керме для качества пучка Q_0 (стандартное или эталонное качество пучка). Единица измерения – Гр · Кл⁻¹.

N_{D,W,Q_0} – (или $N_{D,W}^{60Co}$) калибровочный коэффициент в единицах поглощенной дозы в воде в пучке стандартного качества. Единица измерения – Гр · Кл⁻¹.

$N_{D,w,Q}$ – калибровочный коэффициент в единицах поглощенной дозы в воде в пучке пользователя. Единица измерения – $\text{Гр} \cdot \text{Кл}^{-1}$.

P – давление воздуха. Единица измерения – кПа. Референсное давление при измерениях 101,33 кПа (или 760 мм рт. ст.)

P_{pol} – поправочный фактор на эффект поляризации для данной ионизационной камеры. Безразмерная величина.

P_{TP} – поправка на температуру и давление, которая корректирует полученное значение к стандартным условиям окружающей среды, при которых проводилась калибровка данного типа ионизационной камеры. Безразмерная величина.

P_{ion} – поправка на неполную эффективность сбора ионов (процесс рекомбинации). Безразмерная величина.

P_{elec} – поправка, которая учитывается в формуле только в том случае, если камера и электрод калибровались отдельно друг от друга (в нашем случае камера и электрод калибровались совместно и, следовательно, $P_{elec} = 1$). Безразмерная величина.

$P_{stem,air}$ – поправочный фактор на ножку камеры, учитывающий эффекты изменения в поглощении и рассеянии фотонов между калибровкой (в воздухе) и измерением (в воздухе) из-за присутствия ножки камеры. Безразмерная величина.

$P_{stem,water}$ – поправочный фактор на ножку камеры, учитывающий эффекты изменения в поглощении и рассеянии фотонов между калибровкой (в воздухе) и измерением (в фантоме) из-за присутствия ножки камеры. Безразмерная величина.

$P_{E,\theta}$ – поправочный коэффициент, который учитывает изменение в калибровочном коэффициенте вследствие изменения энергии пучка фотонов и углового распределения.

P_{sheath} – поправочный фактор на присутствие водозащитного колпачка, учитывающий эффекты изменения ослабления и рассеяния фотонов в присутствии пластикового колпачка, который служит для защиты камеры, при установке ее в воде. Безразмерная величина.

P_{dis} – поправочный фактор на замещение, учитывающий эффект (изменение воздушной кермы) при замещении воды объемом ионизационной камеры. Безразмерная величина.

$K_{Q, cham}$ – полный поправочный фактор, учитывающий эффекты при изменении калибровочного качества пучка относительно измеренного, а также эффекты возмущения флюенса фотонов в точке измерения из-за самой камеры и ножки камеры. Безразмерная величина.

T – температура воздуха. Единица измерения – °С. Референсное значение температуры при измерениях 22 °С.

t_{med} – толщина пластика стенки фантома. Единица измерения – см.

t_{water} – водозэквивалентная толщина окна фантома. Единица измерения – г/см².

РИП – расстояние источник-поверхность. Единица измерения – см. Как правило, номинальное расстояние между точным положением фокального пятна источника рентгеновского излучения не определено достаточно хорошо.

СПО – слой половинного ослабления, определяется как толщина поглощающего материала (алюминий или медь), которая необходима для уменьшения мощности воздушной кермы в воздухе на 50 % от первоначальной величины в рентгеновском пучке, в условиях узкого пучка. Единица измерения – «Al мм» для низкоэнергетического рентгеновского пучка или «Cu мм» для среднеэнергетического рентгеновского пучка.

«Метод в воздухе» – калибровочный метод для получения поглощенной дозы в воде на поверхности водного фантома. Основан на измерениях в воздухе при использовании ионизационной камеры, которая калибровалась в воздухе.

«Метод в воде» – калибровочный метод для получения поглощенной дозы в воде на глубине 2 см в водном фантоме. Основан на измерениях в воде при использовании ионизационной камеры, которая калибровалась в воздухе.

ИК – ионизационная камера.

ППК – плоскопараллельная ионизационная камера.

СТД – серия технических докладов.

МЕ – мониторные единицы.

ААРМ TG-61 – American Association of Physicists in Medicine, Task Group (рабочей группы № 61 американской ассоциации физиков в медицине).

ПОРТ – поперечно оси рентгеновской трубки, используется при определении направления поперечного сканирования пучка.

F – «flatness», плоскостность поперечного профиля пучка.

S – «symmetry», симметрия поперечного профиля пучка.

РП – размер поля.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Ma C.M. AAPM protocol for 40-300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology / C.M. Ma, C.W. Coffey, L.A. DeWerd // *Medical Physics*. – 2001. – Vol. 28, № 6. – P. 868–893.
2. Серия технических докладов № 398. Определение поглощенных доз при дистанционной лучевой терапии: Международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонной единице поглощенной дозы в воде. – Вена : МАГАТЭ: ВОЗ, 2004. – 269 с.
3. Xstrahl X-Ray Therapy Systems. Xstrahl 300 Operator Manual. – Camberley : Xstrahl Limited, 2013. – 103 с.
4. Blue Phantom User`s Guide. PW-04-002-510-0030 04. – Schwarzenbruck : IBA Dosimetry, 2010. – 126 с.
5. Сухих Е.С. Калибровка пленочного дозиметра Gafchromic EBТ3 в рентгеновском диапазоне энергий (40 ÷ 300 кэВ) / Е.С. Сухих, С.Г. Стучебров // *Известия вузов. Физика*. – 2013. – Т. 56, № 11/3. – С. 273–279.
6. User`s Guide. DOSE 1 Reference Class Electrometer v1.15. P05-003-510-001 03. – Schwarzenbruck : IBA Dosimetry, 2011. – 252 с.
7. Aird E.G.A. The design of a thimble chamber for the Farmer dosimeter / E.G.A. Aird, F.T Farmer // *Physics in Medicine and Biology*. – 1972. – Vol. 17, № 2. – P. 162–172.
8. Детекторы ионизирующего излучения для абсолютной дозиметрии в радиотерапии. Soft X-Ray камеры Type 34013, 23342, 23344 / Российская медицинская академия последипломного образования, радиологический центр. – Режим доступа: http://www.cpce.ru/tools/rtad_iocham_main.shtml.
9. Горлачев Г.Е. Измерения абсолютных доз в лучевой терапии / Г.Е. Горлачев // *Медицинская физика*. – 2000. – № 7. – 83–93 с.
10. OmniPro-Accept User`s Guide. P-11-007-510-001 01. – Schwarzenbruck : IBA Dosimetry, 2012. – 172 с.
11. Podgorsak E.B. Radiation oncology physics : a handbook for teachers and students / E.B. Podgorsak. – Vienna : International Atomic Energy Agency, 2005. – 657 p.

ПРИЛОЖЕНИЯ

ПРИЛОЖЕНИЕ А

Обработка результатов измерений

Случайная погрешность многократных измерений

Для оценки случайной погрешности прямых многократных измерений некоторой физической величины x необходимо выполнить следующие расчеты:

1. Оценить среднее арифметическое значение результатов измерений по формуле

$$\tilde{x} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n x_i. \quad (\text{A.1})$$

2. Вычислить среднеквадратичное отклонение по формуле

$$\tilde{\sigma} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\tilde{x} - x_i)^2}{n(n-1)}}. \quad (\text{A.2})$$

3. При доверительной вероятности $\alpha = 0,95$ по таблице определить коэффициент Стьюдента $t_{\alpha n}$. Для $n = 3$ и $\alpha = 0,95$, $t_{\alpha n} = 4,3$.

4. Определить доверительный интервал (погрешность серии многократных измерений).

$$\Delta \tilde{x}_{\text{сл}} = t_{\alpha n} \tilde{\sigma}. \quad (\text{A.3})$$

5. Записать результат в виде

$$x = \tilde{x} \pm \Delta \tilde{x}_{\text{сл}} \quad (\text{A.4})$$

с доверительной вероятностью α .

ПРИЛОЖЕНИЕ Б

Коэффициенты обратного рассеяния B_w

Таблица Б.1

Коэффициенты обратного рассеяния B_w при вычислении кермы в воде для водного фантома как функция диаметра поля (d), качества излучения (СПО) и расстояния «источник–поверхность» (РИП) для 1,5...10 см

РИП, см	d , см	СПО, мм (AI)																		
		0,04	0,05	0,06	0,08	0,1	0,12	0,15	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,8	1,0	1,2	1,5	2,0	3,0	4,0
1,5	1	1,001	1,005	1,009	1,012	1,014	1,016	1,018	1,021	1,027	1,032	1,035	1,038	1,042	1,045	1,047	1,050	1,055	1,057	1,057
	2	1,008	1,009	1,011	1,014	1,018	1,020	1,023	1,028	1,037	1,045	1,051	1,056	1,065	1,070	1,074	1,080	1,089	1,097	1,098
	3	1,008	1,009	1,011	1,014	1,018	1,021	1,024	1,029	1,039	1,049	1,055	1,061	1,071	1,079	1,084	1,091	1,103	1,114	1,116
	5	1,008	1,009	1,011	1,014	1,018	1,021	1,024	1,029	1,040	1,050	1,057	1,064	1,075	1,084	1,090	1,099	1,112	1,125	1,128
	10	1,008	1,009	1,011	1,014	1,018	1,021	1,024	1,029	1,041	1,051	1,058	1,065	1,076	1,085	1,092	1,100	1,115	1,129	1,132
	15	1,008	1,009	1,011	1,014	1,018	1,021	1,024	1,029	1,041	1,051	1,058	1,065	1,076	1,085	1,092	1,100	1,115	1,129	1,133
3	1	1,007	1,008	1,010	1,012	1,014	1,016	1,018	1,021	1,027	1,032	1,035	1,038	1,043	1,046	1,047	1,050	1,055	1,060	1,058
	2	1,008	1,009	1,011	1,014	1,018	1,021	1,024	1,029	1,040	1,049	1,055	1,061	1,070	1,078	1,083	1,089	1,101	1,111	1,110
	3	1,008	1,009	1,011	1,014	1,018	1,021	1,025	1,031	1,044	1,056	1,063	1,071	1,083	1,093	1,100	1,109	1,125	1,140	1,142
	5	1,008	1,009	1,011	1,014	1,018	1,022	1,026	1,033	1,048	1,061	1,069	1,078	1,093	1,106	1,115	1,127	1,147	1,170	1,175
	10	1,008	1,009	1,011	1,014	1,018	1,022	1,026	1,033	1,048	1,061	1,071	1,081	1,098	1,112	1,122	1,136	1,159	1,188	1,195
	15	1,008	1,009	1,011	1,014	1,018	1,022	1,026	1,033	1,048	1,061	1,071	1,081	1,098	1,113	1,123	1,137	1,160	1,190	1,198
5	1	1,007	1,008	1,009	1,012	1,014	1,016	1,018	1,021	1,027	1,033	1,036	1,039	1,043	1,046	1,048	1,051	1,056	1,060	1,058
	2	1,007	1,009	1,011	1,014	1,018	1,022	1,025	1,030	1,041	1,051	1,057	1,063	1,073	1,081	1,086	1,092	1,104	1,115	1,113
	3	1,007	1,009	1,011	1,015	1,019	1,023	1,027	1,033	1,046	1,058	1,066	1,075	1,088	1,098	1,105	1,115	1,132	1,150	1,152
	5	1,007	1,009	1,011	1,015	1,019	1,023	1,027	1,035	1,050	1,064	1,074	1,085	1,102	1,116	1,126	1,140	1,163	1,191	1,198
	20	1,008	1,009	1,011	1,014	1,018	1,022	1,026	1,033	1,048	1,061	1,071	1,081	1,098	1,113	1,124	1,138	1,161	1,191	1,199

РИП, см	d, см	СПО, мм (Al)																		
		0,04	0,05	0,06	0,08	0,1	0,12	0,15	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,8	1,0	1,2	1,5	2,0	3,0	4,0
5	10	1,007	1,009	1,011	1,015	1,019	1,023	1,027	1,035	1,051	1,066	1,078	1,090	1,111	1,129	1,141	1,158	1,186	1,228	1,240
	15	1,007	1,009	1,011	1,015	1,019	1,023	1,027	1,035	1,051	1,066	1,078	1,090	1,112	1,130	1,144	1,161	1,191	1,235	1,250
	20	1,007	1,009	1,011	1,015	1,019	1,023	1,027	1,035	1,051	1,066	1,078	1,090	1,112	1,130	1,144	1,162	1,192	1,237	1,252
7	1	1,006	1,007	1,008	1,011	1,014	1,016	1,018	1,021	1,027	1,033	1,035	1,038	1,043	1,046	1,048	1,051	1,056	1,061	1,060
	2	1,007	1,008	1,010	1,014	1,018	1,022	1,025	1,031	1,042	1,052	1,058	1,065	1,075	1,083	1,088	1,094	1,106	1,119	1,118
	3	1,007	1,008	1,010	1,014	1,019	1,023	1,027	1,034	1,048	0,060	1,068	1,076	1,090	1,101	1,109	1,119	0,137	1,157	1,157
	5	1,007	1,008	1,010	1,014	1,019	1,023	1,027	1,035	1,051	0,066	1,076	1,087	1,106	1,123	1,134	1,149	0,173	1,207	1,213
	10	1,007	1,008	1,010	1,014	1,019	1,023	1,028	1,036	1,053	0,069	1,081	1,093	1,116	1,139	1,154	1,173	0,206	1,256	1,271
10	15	1,007	1,008	1,010	1,014	1,019	1,023	1,028	1,036	1,053	1,069	1,081	1,094	1,118	1,142	1,157	1,179	1,214	1,269	1,288
	20	1,007	1,008	1,010	1,014	1,019	1,023	1,028	1,036	1,053	1,069	1,081	1,094	1,118	1,142	1,158	1,180	1,215	1,271	1,292
	1	1,006	1,007	1,009	1,012	1,014	1,016	1,018	1,022	1,028	1,034	1,036	1,038	1,043	1,046	1,048	1,051	1,055	1,062	1,059
	2	1,007	1,009	1,011	1,014	1,018	1,022	1,025	1,030	1,042	1,052	1,058	1,064	1,075	1,083	1,088	1,094	1,105	1,120	1,118
	3	1,007	1,009	1,011	1,015	1,019	1,023	1,027	1,034	1,048	1,060	1,069	1,078	1,092	1,103	1,110	1,120	1,135	1,159	1,161
10	5	1,007	1,009	1,011	1,015	1,019	1,023	1,028	1,036	1,052	1,068	1,079	1,091	1,110	1,126	1,137	1,152	1,177	1,211	1,220
	10	1,007	1,009	1,011	1,015	1,019	1,023	1,028	1,037	1,055	1,072	1,086	1,100	1,125	1,146	1,161	1,182	1,216	1,270	1,296
	15	1,007	1,009	1,011	1,015	1,019	1,023	1,028	1,037	1,055	1,072	1,087	1,101	1,128	1,151	1,167	1,189	1,226	1,288	1,321
	20	1,007	1,009	1,011	1,015	1,019	1,023	1,028	1,038	1,056	1,073	1,088	1,102	1,129	1,153	1,169	1,191	1,228	1,293	1,328

Таблица Б.2

Коэффициенты обратного рассеяния V_w при вычислении кермы в воде для водного фантома как функция диаметра поля (d), качества излучения (СПО) и расстояния «источник–поверхность» (РИП) для 10...100 см

РИП, см	d , см	СПО, мм (AI)																					
		0,04	0,05	0,06	0,08	0,1	0,12	0,15	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,8	1,0	1,2	1,5	2,0	3,0	4,0	5,0	6,0	8,0
10	1	1,001	1,005	1,009	1,012	1,014	1,016	1,018	1,021	1,027	1,032	1,035	1,038	1,042	1,045	1,047	1,050	1,055	1,057	1,057	1,057	1,056	1,053
	2	1,008	1,009	1,011	1,014	1,018	1,020	1,023	1,028	1,037	1,045	1,051	1,056	1,065	1,070	1,074	1,080	1,089	1,097	1,098	1,118	1,119	1,110
	3	1,008	1,009	1,011	1,014	1,018	1,021	1,024	1,029	1,039	1,049	1,055	1,061	1,071	1,079	1,084	1,091	1,103	1,114	1,116	1,161	1,161	1,152
	5	1,008	1,009	1,011	1,014	1,018	1,021	1,024	1,029	1,040	1,050	1,057	1,064	1,075	1,084	1,090	1,099	1,112	1,125	1,128	1,224	1,226	1,219
	10	1,008	1,009	1,011	1,014	1,018	1,021	1,024	1,029	1,041	1,051	1,058	1,065	1,076	1,085	1,092	1,100	1,115	1,129	1,132	1,308	1,314	1,312
20	15	1,008	1,009	1,011	1,014	1,018	1,021	1,024	1,029	1,041	1,051	1,058	1,065	1,076	1,085	1,092	1,100	1,115	1,129	1,133	1,336	1,345	1,348
	20	1,008	1,009	1,011	1,014	1,018	1,021	1,024	1,029	1,041	1,051	1,058	1,065	1,076	1,085	1,092	1,100	1,115	1,129	1,133	1,346	1,357	1,362
	1	1,006	1,007	1,008	1,011	1,014	1,016	1,018	1,022	1,028	1,034	1,036	1,039	1,043	1,046	1,049	1,052	1,057	1,061	1,059	1,058	1,056	1,053
	2	1,006	1,008	1,010	1,014	1,018	1,022	1,025	1,031	1,043	1,053	1,059	1,065	1,075	1,083	1,089	1,095	1,107	1,116	1,118	1,118	1,119	1,112
	3	1,006	1,008	1,010	1,014	1,019	1,024	1,028	1,035	1,049	1,061	1,069	1,077	1,092	1,105	1,112	1,122	1,138	1,158	1,162	1,165	1,167	1,158
30	5	1,006	1,008	1,010	1,014	1,019	1,024	1,029	1,037	1,054	1,070	1,080	1,091	1,112	1,131	1,143	1,158	1,183	1,215	1,226	1,234	1,240	1,236
	10	1,006	1,008	1,010	1,014	1,019	1,024	1,029	1,039	1,057	1,074	1,088	1,102	1,129	1,155	1,173	1,196	1,235	1,291	1,317	1,334	1,348	1,354
	15	1,006	1,008	1,010	1,014	1,019	1,024	1,030	1,039	1,058	1,075	1,090	1,104	1,133	1,162	1,182	1,208	1,252	1,321	1,356	1,380	1,401	1,414
	20	1,006	1,008	1,010	1,014	1,019	1,024	1,030	1,039	1,058	1,076	1,091	1,106	1,136	1,165	1,186	1,213	1,258	1,334	1,373	1,402	1,426	1,444
	1	1,006	1,007	1,008	1,011	1,015	1,017	1,019	1,022	1,027	1,032	1,035	1,038	1,043	1,047	1,050	1,053	1,058	1,063	1,061	1,059	1,057	1,053
5	2	1,006	1,008	1,010	1,014	1,018	1,022	1,025	1,031	1,042	1,052	1,058	1,064	1,074	1,084	1,090	1,096	1,108	1,120	1,122	1,122	1,120	1,110
	3	1,006	1,008	1,010	1,014	1,019	1,023	1,027	1,034	1,048	1,061	1,069	1,077	1,093	1,107	1,115	1,125	1,140	1,164	1,167	1,168	1,169	1,158
	5	1,006	1,008	1,010	1,014	1,019	1,024	1,029	1,037	1,053	1,069	1,079	1,090	1,111	1,130	1,142	1,157	1,182	1,221	1,237	1,242	1,242	1,237

Окончание табл. Б.2

РИП, см	d, см	СПО, мм (А1)																					
		0,04	0,05	0,06	0,08	0,1	0,12	0,15	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,8	1,0	1,2	1,5	2,0	3,0	4,0	5,0	6,0	8,0
30	10	1,006	1,008	1,010	1,014	1,019	1,024	1,029	1,039	1,057	1,074	1,088	1,102	1,130	1,157	1,175	1,199	1,238	1,298	1,333	1,350	1,360	1,367
	15	1,006	1,008	1,010	1,014	1,019	1,024	1,030	1,039	1,058	1,076	1,091	1,106	1,136	1,165	1,185	1,212	1,257	1,332	1,381	1,403	1,414	1,434
	20	1,006	1,008	1,010	1,014	1,019	1,024	1,030	1,039	1,058	1,076	1,091	1,107	1,138	1,169	1,190	1,218	1,265	1,350	1,404	1,428	1,441	1,472
50	1	1,006	1,007	1,008	1,011	1,014	1,016	1,018	1,021	1,027	1,033	1,035	1,038	1,042	1,045	1,047	1,051	1,057	1,065	1,062	1,059	1,055	1,052
	2	1,006	1,007	1,009	1,013	1,018	1,022	1,025	1,031	1,043	1,053	1,058	1,064	1,073	1,081	1,087	1,095	1,107	1,121	1,122	1,121	1,119	1,112
	3	1,006	1,007	1,009	1,013	1,018	1,023	1,027	1,034	1,049	1,062	1,070	1,078	1,093	1,106	1,114	1,124	1,142	1,163	1,167	1,169	1,170	1,160
	5	1,006	1,007	1,009	1,013	1,018	1,023	1,028	1,037	1,054	1,070	1,081	1,093	1,113	1,132	1,143	1,159	1,185	1,226	1,235	1,241	1,246	1,242
	10	1,006	1,007	1,009	1,013	1,018	1,023	1,029	1,038	1,057	1,076	1,091	1,106	1,134	1,159	1,177	1,202	1,244	1,309	1,336	1,352	1,363	1,375
	15	1,006	1,007	1,009	1,013	1,018	1,023	1,029	1,039	1,058	1,077	1,093	1,110	1,140	1,169	1,190	1,218	1,265	1,346	1,387	1,411	1,428	1,448
20	1,006	1,007	1,009	1,013	1,018	1,023	1,029	1,039	1,058	1,077	1,094	1,110	1,142	1,173	1,195	1,224	1,273	1,363	1,414	1,443	1,463	1,493	
100	1	1,006	1,007	1,008	1,011	1,014	1,016	1,018	1,022	1,028	1,034	1,036	1,038	1,042	1,044	1,046	1,050	1,056	1,062	1,061	1,059	1,056	1,053
	2	1,006	1,008	1,010	1,014	1,018	1,022	1,025	1,031	1,043	1,053	1,058	1,064	1,072	1,080	1,085	1,094	1,107	1,121	1,122	1,120	1,118	1,112
	3	1,006	1,008	1,010	1,014	1,019	1,023	1,027	1,035	1,050	1,063	1,070	1,078	1,092	1,104	1,112	1,123	1,142	1,163	1,168	1,169	1,170	1,162
	5	1,006	1,008	1,010	1,014	1,019	1,023	1,028	1,037	1,055	1,071	1,082	1,093	1,113	1,131	1,143	1,160	1,188	1,225	1,234	1,240	1,244	1,243
	10	1,006	1,008	1,010	1,014	1,019	1,023	1,029	1,039	1,058	1,077	1,091	1,106	1,134	1,158	1,177	1,202	1,245	1,311	1,334	1,351	1,366	1,381
	15	1,006	1,008	1,010	1,014	1,019	1,023	1,029	1,039	1,059	1,078	1,094	1,110	1,140	1,169	1,190	1,219	1,269	1,354	1,391	1,417	1,440	1,460
20	1,006	1,008	1,010	1,014	1,019	1,023	1,029	1,039	1,059	1,078	1,095	1,111	1,143	1,172	1,195	1,226	1,278	1,375	1,419	1,451	1,480	1,508	

Таблица Б.3

Коэффициенты обратного рассеяния B_w при вычислении кермы в воде для водного фантома как функция диаметра поля (d), качества излучения (СПО) и расстояния «источник–поверхность» (РИП) для 10...100 см для открытых конусов

РИП, см	d , см	СПО, мм (Cu)												
		0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,8	1,0	1,5	2,0	3,0	4,0	5,0
10	1	1,062	1,057	1,056	1,054	1,052	1,050	1,046	1,043	1,037	1,033	1,026	1,021	1,017
	2	1,120	1,118	1,119	1,113	1,108	1,106	1,103	1,097	1,081	1,071	1,057	1,046	1,038
	3	1,159	1,161	1,161	1,155	1,150	1,147	1,143	1,135	1,116	1,102	1,081	1,067	1,054
	5	1,210	1,224	1,226	1,221	1,217	1,214	1,209	1,199	1,170	1,151	1,122	1,101	1,082
	10	1,269	1,306	1,316	1,313	1,311	1,310	1,307	1,294	1,254	1,227	1,186	1,154	1,126
	15	1,287	1,335	1,348	1,348	1,348	1,348	1,347	1,332	1,289	1,260	1,213	1,178	1,146
20	1	1,292	1,344	1,361	1,362	1,362	1,363	1,364	1,349	1,303	1,273	1,225	1,188	1,155
	2	1,061	1,058	1,055	1,054	1,053	1,051	1,048	1,045	1,038	1,033	1,024	1,020	1,018
	3	1,116	1,118	1,119	1,114	1,110	1,107	1,102	1,097	1,084	1,074	1,056	1,046	1,039
	5	1,158	1,164	1,168	1,161	1,155	1,152	1,147	1,140	1,122	1,107	1,082	1,067	1,057
	10	1,214	1,232	1,242	1,238	1,233	1,229	1,219	1,209	1,184	1,164	1,127	1,104	1,088
	15	1,290	1,331	1,352	1,353	1,353	1,349	1,339	1,326	1,291	1,260	1,204	1,168	1,141
30	1	1,320	1,377	1,407	1,412	1,415	1,411	1,403	1,389	1,350	1,316	1,251	1,207	1,174
	2	1,333	1,397	1,434	1,441	1,447	1,443	1,436	1,421	1,381	1,345	1,278	1,230	1,194
	3	1,063	1,060	1,056	1,054	1,052	1,050	1,047	1,044	1,038	1,033	1,024	1,020	1,018
	5	1,120	1,122	1,119	1,113	1,108	1,105	1,101	1,096	1,084	1,073	1,056	1,046	1,038
	10	1,164	1,168	1,169	1,161	1,155	1,152	1,146	1,139	1,121	1,107	1,084	1,068	1,055
	15	1,220	1,242	1,242	1,239	1,235	1,231	1,221	1,211	1,184	1,164	1,130	1,106	1,087
10	1	1,297	1,348	1,363	1,366	1,367	1,360	1,347	1,332	1,292	1,263	1,214	1,177	1,147
	2	1,330	1,401	1,417	1,429	1,438	1,433	1,422	1,405	1,360	1,327	1,270	1,226	1,189
	3	1,330	1,401	1,417	1,429	1,438	1,433	1,422	1,405	1,360	1,327	1,270	1,226	1,189

Окончание табл. Б.3

РИП, см	d, см	СПО, мм (Cu)														
		0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,8	1,0	1,5	2,0	3,0	4,0	5,0		
30	20	1,348	1,426	1,446	1,464	1,478	1,473	1,464	1,446	1,399	1,364	1,302	1,254	1,213		
50	1	1,065	1,059	1,054	1,053	1,052	1,050	1,047	1,045	1,038	1,034	1,025	1,020	1,018		
	2	1,121	1,121	1,118	1,114	1,111	1,108	1,103	1,097	1,084	1,073	1,056	1,047	1,040		
	3	1,163	1,169	1,170	1,163	1,157	1,154	1,148	1,140	1,121	1,106	1,084	1,069	1,057		
	5	1,225	1,240	1,247	1,244	1,240	1,235	1,226	1,214	1,184	1,163	1,131	1,108	1,089		
	10	1,308	1,350	1,367	1,372	1,376	1,371	1,360	1,344	1,304	1,274	1,222	1,184	1,152		
	15	1,345	1,408	1,433	1,443	1,452	1,450	1,446	1,428	1,379	1,346	1,285	1,237	1,195		
	20	1,361	1,439	1,471	1,486	1,499	1,498	1,495	1,478	1,428	1,391	1,325	1,272	1,226		
100	1	1,062	1,059	1,055	1,053	1,052	1,050	1,047	1,045	1,038	1,034	1,025	1,020	1,018		
	2	1,121	1,121	1,117	1,114	1,111	1,108	1,104	1,098	1,085	1,074	1,057	1,047	1,040		
	3	1,163	1,169	1,170	1,165	1,160	1,156	1,150	1,142	1,122	1,107	1,085	1,070	1,057		
	5	1,224	1,239	1,245	1,243	1,241	1,237	1,227	1,217	1,188	1,167	1,132	1,109	1,090		
	10	1,310	1,349	1,370	1,378	1,383	1,378	1,369	1,353	1,311	1,278	1,226	1,188	1,155		
	15	1,353	1,413	1,447	1,456	1,463	1,461	1,458	1,441	1,393	1,356	1,291	1,244	1,204		
	20	1,373	1,446	1,490	1,502	1,513	1,514	1,516	1,499	1,447	1,406	1,334	1,282	1,237		

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	1
1. ОБОРУДОВАНИЕ.....	5
1.1. Рентгенотерапевтический аппарат.....	5
1.2. Клинический дозиметр.....	13
1.3. Ионизационные камеры.....	15
1.4. Фантомы.....	19
2. ОПРЕДЕЛЕНИЕ СЛОЯ ПОЛОВИННОГО ОСЛАБЛЕНИЯ.....	23
3. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ ПУЧКА РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ.....	27
3.1. Определение поглощенной дозы в воде в низкоэнергетическом диапазоне рентгеновского излучения.....	29
3.2. Определение поглощенной дозы в воде для среднеэнергетического рентгеновского излучения.....	41
4. ОТНОСИТЕЛЬНЫЕ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ РЕНТГЕНОВСКОГО ПУЧКА.....	46
4.1. Распределение глубинной дозы вдоль центральной оси пучка по глубине в фантоме (ПГД).....	47
4.2. Определение отношения «ткань–воздух» (ОТВ) и отношения «рассеяние–воздух» (ОРВ).....	51
ЛАБОРАТОРНЫЕ РАБОТЫ.....	55
ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА 1 Определение номинального уровня дозы для поглощающих фильтров.....	55
ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА 2 Определение поглощенной дозы в воде для низкоэнергетического рентгеновского излучения.....	60
ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА 3 Измерение процентной глубинной дозы в воде для рентгеновского излучения в зависимости от размера поля.....	63
ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА 4 Измерение поперечных профилей открытого пучка в воде для рентгеновского излучения в зависимости от размера поля.....	65
ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА 5 Определение поглощенной дозы в воде и ОТВ для среднеэнергетического рентгеновского излучения.....	67
ОБОЗНАЧЕНИЯ.....	72
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	76

ПРИЛОЖЕНИЯ	77
ПРИЛОЖЕНИЕ А	77
Обработка результатов измерений	77
ПРИЛОЖЕНИЕ Б	78
Коэффициенты обратного рассеяния B_w	78

Учебное издание

СУХИХ Евгения Сергеевна
СУХИХ Леонид Григорьевич
ВЕРТИНСКИЙ Андрей Владимирович
КЛИНОВИЦКАЯ Марина Игоревна

КЛИНИЧЕСКАЯ ДОЗИМЕТРИЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Учебно-методическое пособие

Корректурa *Е.Л. Тен*
Компьютерная верстка *Д.В. Сотникова*
Дизайн обложки *Т.В. Буланова*

Подписано к печати 12.05.2021. Формат 60x84/16. Бумага «Снегурочка».
Печать CANON. Усл. печ. л. 5,00. Уч.-изд. л. 4,52.
Заказ 91-21. Тираж 100 экз.



Издательство

ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ