



СЕРИЯ ТЕХНИЧЕСКИХ ДОКЛАДОВ No. **398**

**Определение поглощенной дозы при
дистанционной лучевой терапии:
Международные практические рекомендации по
дозиметрии, основанные на эталонах единицы
поглощенной дозы в воде**
При поддержке IAEA, WHO, PAHO и ESTRO



МЕЖДУНАРОДНОЕ АГЕНТСТВО ПО АТОМНОЙ ЭНЕРГИИ, ВЕНА, 2004

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ
ПРИ ДИСТАНЦИОННОЙ
ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

Международные практические рекомендации
по дозиметрии, основанные на эталонах единицы
поглощенной дозы в воде

© МАГАТЭ, 2004

Разрешение на воспроизведение или перевод информации, содержащейся в данной публикации, можно получить, направив запрос в письменном виде по адресу: International Atomic Energy Agency, Wagramerstrasse 5, P.O. Box 100, A-1400 Vienna, Austria.

Напечатано МАГАТЭ в Австрии

Июнь 2004

STI/DOC/010/398

СЕРИЯ ТЕХНИЧЕСКИХ ДОКЛАДОВ No. 398

Определение поглощенной дозы при дистанционной лучевой терапии

Международные практические рекомендации
по дозиметрии, основанные на эталонах единицы
поглощенной дозы в воде

МЕЖДУНАРОДНОЕ АГЕНТСТВО ПО АТОМНОЙ ЭНЕРГИИ
ВЕНА, 2004

ПРЕДИСЛОВИЕ

Международное агентство по атомной энергии опубликовало в 1987 году Международные практические рекомендации, озаглавленные «Определение поглощенной дозы в фотонных и электронных пучках» (МАГАТЭ, Технический отчет серия № 277 (TRS-277)), которые рекомендовали метод определения поглощенной дозы в воде при дистанционной лучевой терапии с помощью ионизационной камеры. Второе издание TRS-277 было опубликовано в 1997 году и усовершенствовало метод дозиметрии, в основном для киловольтного рентгеновского излучения. Другие международные рекомендации по дозиметрии в области лучевой терапии, озаглавленные «Применение плоскопараллельных ионизационных камер в пучках фотонов и электронов высоких энергий» (МАГАТЭ, Технический отчет серия № 381 (TRS-381)), были опубликованы в 1997 году. Они далее усовершенствовали TRS-277 и дополнили их в части плоскопараллельных ионизационных камер. Обе рекомендации оказались весьма полезными для потребителей, использующих методы дозиметрии в пучках излучений, применяемых в лучевой терапии. В TRS-277 калибровка ионизационных камер базировалась на эталонах воздушной кермы. Эта процедура использовалась и в TRS-381, однако была учтена и новая тенденция непосредственной калибровки ионизационных камер в водном фантоме в единицах поглощенной дозы.

Развитие первичных эталонов единицы поглощенной дозы в воде для пучков фотонов и электронов высоких энергий и усовершенствование концепций радиационной дозиметрии сделало возможным уменьшение неопределенности результатов определения доз в радиотерапевтических пучках. Дозиметрия киловольтного рентгеновского излучения, а также пучков протонов и тяжелых ионов, интерес к которым заметно растет в последние годы, также может базироваться на этих эталонах. Таким образом, на основе эталонов единицы поглощенной дозы в воде может быть создана взаимосогласованная система дозиметрии практически для всех радиотерапевтических пучков. Многие Дозиметрические лаборатории первичных эталонов (ДЛПЭ) уже обеспечивают калибровки в единицах поглощенной дозы на гамма-излучении ^{60}Co . Некоторые лаборатории распространяют калибровки на пучки фотонов и электронов высоких энергий или находятся в стадии развития необходимой техники для этого.

Следуя рекомендациям 1996 года, представленных групп советников Научного комитета МАГАТЭ и ВОЗ по сети Дозиметрических лабораторий вторичных эталонов (ДЛВЭ), в 1997-1999 годах был осуществлен Координационный исследовательский проект, целью

которого была разработана новая международная практическая рекомендация, базирующаяся на эталонах единицы поглощенной дозы в воде. Рекомендации поддержаны также Всемирной организацией здравоохранения, Панамериканской организацией здравоохранения и Европейским обществом терапевтической радиологии и онкологии (ESTRO). Окончательный проект был рассмотрен представителями поддерживающих организаций и большим числом специалистов.

Настоящие рекомендации удовлетворяют потребности в систематизации и в единообразном международном подходе к калибровке ионизационных камер в единицах поглощенной дозы в воде и в использовании этих детекторов для определения поглощенной дозы в воде в пучках излучений, используемых в лучевой терапии. Они обеспечивают методологию определения поглощенной дозы в воде для фотонов низких, средних и высоких энергий, пучков электронов, протонов и тяжелых ионов, используемых в дистанционной лучевой терапии. Сотрудником МАГАТЭ, отвечавшим за эти методические рекомендации, являлся Р. Андрео из Отдела здравоохранения (Division of Human Health).

РЕДАКЦИОННОЕ ЗАМЕЧАНИЕ

Хотя получение информации, содержащейся в этой публикации, производилось с большой осторожностью, ни МАГАТЭ, ни его государства-члены не берут на себя ответственность за последствия ее использования.

Применение отдельными странами или территориями специальных указаний не предполагает ограничений со стороны издателя, МАГАТЭ, поскольку эти страны имеют собственное законодательство и регулирующие положения или приграничные разграничения.

Упоминание отдельных фирм или изделий (с упоминанием об их регистрации или нет) не имеет намерения нарушать авторские права и не должно истолковываться как поддержка или рекомендация со стороны МАГАТЭ.

Ссылка на нормы других организаций не должна истолковываться как поддержка МАГАТЭ.

Перевод на русский язык был выполнен без участия официальной службы переводов МАГАТЭ, поэтому МАГАТЭ не берет на себя ответственность за правильность русского перевода данной публикации.

ОБ ЭТОЙ КНИГЕ

Структура настоящих практических рекомендаций отличается от TRS-277 и более соответствует TRS-381, в которых практические рекомендации и данные для каждого вида излучения помещены в отдельный раздел, посвященный этому виду излучения. По существу эти разделы представляют собой отдельные практические рекомендации и включают подробные инструкции и протоколы.

Рекомендации адресованы потребителям, использующим калибровки в единицах поглощенной дозы в воде, получаемые в Дозиметрических лабораториях первичных эталонов. Эта категория пользователей представляется наиболее перспективной, поскольку большинство поверочных лабораторий готова к этому или планирует обеспечивать калибровки в единицах поглощенной дозы в воде на излучении опорного качества, рекомендованного настоящими практическими рекомендациями. Пользователи, которые пока не используют калибровки в единицах поглощенной дозы в воде, могут переходить от воздушной кермы, руководствуясь такими практическими рекомендациями, как TRS-277 и TRS-381, или использовать настоящий документ, используя калибровочный коэффициент по поглощенной дозе в воде, полученный из калибровки по воздушной керме, как это приведено в тексте. Какая бы процедура не использовалась, потребитель должен быть точно уверен, какая физическая величина выбрана для калибровки образцового дозиметра, чтобы использовать правильный формализм.

Перечень сокращений и организаций, упомянутых в данных рекомендациях, приведен в разд. 1.7.

Любой потребитель может критически оценить эти практические рекомендации и направить замечания по адресу:

Head, Dosimetry and Medical Radiation Physics Section,
Division of Human Health,
International Atomic Energy Agency,
Wagramer Strasse 5,
P.O. Box 100,
A-1400 Vienna, Austria
E-mail: dosimetry@iaea.org
Fax: +43-1-26007

Предисловие к изданию на русском языке

Настоящие практические рекомендации имеют две отличительные особенности. Во-первых, в них использован единый подход для определения поглощённой дозы для терапевтических пучков излучения ^{60}Co , тормозного и электронного излучений высокой энергии, генерируемых на ускорителях, рентгеновского излучения низких и средних энергий, пучков протонов и ионов высоких энергий. Во-вторых, в основе измерений используется сравнение не с национальными исходными эталонами экспозиционной дозы и воздушной кермы, как регламентировано во всех ранее принимавшихся международных рекомендациях, а с национальными эталонами поглощённой дозы в воде. В СССР Р государственный первичный эталон единицы мощности поглощённой дозы фотонного ионизирующего излучения был впервые утверждён в 1972 году на основе воспроизведения размера этой единицы калориметрическим методом в точке графитового фантома в пучке излучения ^{60}Co . За последние 30 лет этот эталон прошёл несколько стадий совершенствования и был переутверждён в 1995 г. К настоящему времени он воспроизводит единицу поглощённой дозы в воде в точке водного фантома в пучках гамма-излучения ^{60}Co , тормозного и электронного излучений микротрона с помощью единой калориметрической системы. В 2001 г. он прошёл международные сличения по программе МБМВ, показав хорошую сходимость результата с результатами сличений национальных эталонов других стран, принимавших участие в этой работе*. Наличие такого эталона позволило группе отечественных специалистов в составе: В.А.Берлянд, Ю.И.Брегадзе, М.Ш.Вайнберг, С.М.Ватницкий, Л.П.Епифанов, И.А.Ермаков, Б.М.Исаев, В.А.Квасов, Н.А.Лютова и Р.В.Ставицкий разработать в 1989 г. нормативный документ: «Методические указания. Государственная система обеспечения единства измерений. Поглощённые дозы фотонного (1–50 МэВ) и электронного (5–50 МэВ) излучений в лучевой терапии. Методы определения» (РД 50-691-89). В этом документе предлагается измерения поглощённой дозы в воде осуществлять с привязкой к национальному эталону единицы поглощённой дозы, а не к эталонам экспозиционной дозы или кермы. К настоящему времени документ в существенной мере

* ALLISY-ROBERTS, P.J., BURNS, D.T. (BIPM), BERLYAND, V.A., BREGADZE, Y.I., KOROSTIN, S.V. (VNIIFTRI, RUSSIA), Comparison of the standards of absorbed dose to water of the VNIIFTRI, Russia and the BIPM on ^{60}Co γ -rays. Rep. BIPM – 03/09.

устарел и требует переработки. Изучение практических рекомендаций TRS-398 окажет определённую помощь разработчикам нового отечественного документа. На период разработки этого документа ознакомление медицинских физиков России с состоянием измерений поглощённых доз при дистанционной лучевой терапии в мировой практике будет также полезным.

При переводе использовалась терминология, по возможности адаптированная к используемой в нормативных документах, действующих в России. Это должны учитывать специалисты других стран, где наряду с национальным языком используется русский также в качестве официального, а законодательство может отличаться от российского. Так, например, в английском тексте часто используется прилагательное “reference”. Когда речь идёт о приборе, поверенном на национальном эталоне (“reference instrument”, “reference dosimeter”), ранее в отечественной терминологии использовались понятия «образцовый прибор», «образцовый дозиметр». В настоящее время такие понятия не используются. Для прибора, поверенного на первичном эталоне и предназначенного для поверки, используется понятие «рабочий эталон» с добавлением разряда (первого, второго и т.д. разряда). Поэтому “reference dosimeter” переводится обезличенно как «исходный» или «опорный» дозиметр в зависимости от контекста, имея в виду, что эти понятия являются синонимами. То же относится к точке водного фантома, в которой производятся измерения опорным дозиметром и глубине фантома, на которой расположена эта точка: “reference point” и “reference depth”. Эти термины переводятся как «опорная точка» и «опорная глубина», что совпадает с терминами, использованными в РД 50-691-89. Вместе с тем, когда речь идёт о воде, как среде, в которой рекомендуется измерять поглощённую дозу, “reference medium” переводится как «стандартная среда».

Общим и начальным этапом в подготовке дозиметрического обследования терапевтической установки, генерирующей все виды излучений, является процедура, названная в рекомендациях «калибровка пучка» (“beam calibration”). При этом стандартизируются не только условия проведения таких измерений, но и сама процедура. Поэтому переводчики нашли целесообразным при переводе термина “reference dosimetry”, когда речь идет о калибровке пучка, использовать термин «стандартная дозиметрия».

В тексте рекомендаций широко используется термин “calibration”, когда речь идет о передаче размера единицы поглощенной дозы от эталона вторичному дозиметру. В качестве эталона может быть национальный эталон какой-либо страны, как правило, участвовавший в международных сличениях по линии Международного бюро мер и весов.

Организация, обладающая таким эталоном, по классификации МАГАТЭ является Дозиметрической лабораторией первичных эталонов (ДЛПЭ). Это может быть также вторичный эталон, получивший размер единицы от первичного, находящегося в ДЛПЭ. Организация, обладающая таким эталоном, называется Дозиметрической лабораторией вторичных эталонов (ДЛВЭ). В рекомендациях предлагается также процедура, названная “cross-calibration”. Пользователю рекомендуется дозиметр, полученный из ДЛПЭ или ДЛВЭ, самостоятельно использовать для передачи размера единицы поглощенной дозы рабочему дозиметру, предназначенному для рутинных измерений в клинической практике. По российскому законодательству пользователь не имеет право осуществлять такую процедуру. Согласно Федеральному закону РФ «Об обеспечении единства измерений» (№ 487-1 от 27.04.1993 г) средства измерений (СИ) в процессе эксплуатации могут подвергаться либо поверке, либо калибровке.

Поверка СИ есть установление органом государственной метрологической службы (или другим официально уполномоченным органом, организацией) пригодности СИ к применению на основании экспериментально определяемых метрологических характеристик и подтверждения их соответствия установленным обязательным требованиям. Поверка является обязательной процедурой для СИ, подлежащих государственному контролю и надзору. К таковым, в частности, относятся СИ, применяемые в здравоохранении, а, следовательно, и клинические дозиметры. Организациями, в настоящее время уполномоченными для проведения этих работ, являются Всероссийский НИИ физико-технических и радиотехнических измерений (ВНИИФТРИ, Менделеево Московской обл.), как держатель государственного эталона, и поверочные дозиметрические лаборатории при Российском научном рентгенорадиологическом центре (РНРРЦ, г. Москва) и Центральном научно-исследовательском рентгенорадиологическом институте (ЦНИРРИ, г. Санкт-Петербург).

Калибровка СИ есть совокупность операций, устанавливающих соотношение между значением величины, полученной с помощью данного СИ, и соответствующим значением величины, определенной с помощью эталона, с целью определения действительных метрологических характеристик этого СИ. Калибровке могут подвергаться СИ, не подлежащие государственному метрологическому контролю и надзору. Таким образом, калибровка СИ является добровольной процедурой.

В России клинические дозиметры подлежат поверке. Редакторы русского текста, тем не менее, воспользовались прямым переводом термина “calibration” как «калибровка» для сохранения аутоидентичности

текстов. При этом следует иметь в виду, что это понятие в тексте лишено правовой нагрузки.

Со времени выхода рекомендаций TRS-398 прошло около 5 лет и за это время был выявлен ряд технических опечаток, допущенных при публикации. Кроме того появились данные для нескольких типов ионизационных камер, которые отсутствуют в списке таблиц оригинального издания. Настоящее издание рекомендаций TRS-398 на русском языке включает в себя указанные дополнительные материалы и необходимую коррекцию опечаток.

Подготовка публикации рекомендаций TRS-398 на русском языке со стороны МАГАТЭ выполнена С.М. Ватницким.

В подготовке издания версии практических рекомендаций TRS-398 на русском языке приняли участие

- | | |
|---------------|---|
| Бочарова И.А. | Московский научно-исследовательский онкологический институт им. П.А.Герцена; |
| Брегадзе Ю.И. | Всероссийский научно-исследовательский институт физико-технических и радиотехнических измерений; |
| Коконцев А.А. | Российский научный рентгенорадиологический центр; |
| Лютова Н.А. | Ассоциация медицинских физиков России; |
| Пронин Ю.А. | Центральная клиническая больница Медицинского центра Управления делами Президента Российской Федерации; |
| Ратнер Т.Г., | Российский онкологический научный центр им. Н.Н.Блохина Российской Академии медицинских наук; |
| Червяков А.М. | Центральный научно-исследовательский рентгенорадиологический институт. |

СОДЕРЖАНИЕ

1.	ВВЕДЕНИЕ	1
1.1.	Обоснование	1
1.2.	Преимущества рекомендаций, основанных на эталонах единицы поглощенной дозы в воде	5
1.2.1.	Уменьшенная неопределённость	6
1.2.2.	Наиболее надежная система первичных эталонов	7
1.2.3.	Применение простых методик	8
1.3.	Виды излучений и области качества пучков	8
1.4.	Практическое использование рекомендаций	9
1.5.	Выражение неопределённостей	10
1.6.	Величины и обозначения	10
1.7.	Перечень сокращений	15
2.	СТРУКТУРА	17
2.1.	Международная система измерений (МСИ)	17
2.1.1.	Сеть ДЛВЭ МАГАТЭ и ВОЗ	20
2.2.	Эталоны единицы поглощенной дозы в воде	20
3.	МЕТОДИКА, ОСНОВАННАЯ НА ПРИМЕНЕНИИ ВЕЛИЧИНЫ $N_{D,w}$	23
3.1.	Методика	23
3.1.1.	Стандартные условия	23
3.1.2.	Величины, влияющие на показания дозиметра	24
3.2.	Поправка на качество пучка, k_{Q,Q_0}	24
3.2.1.	Модифицированный коэффициент k_{Q,Q_0} для перекрестных калибровок в электронном пучке (cross-calibrations)	27
3.3.	Связь с практическими рекомендациями, основанными на применении коэффициента N_K	28
4.	РЕАЛИЗАЦИЯ	30
4.1.	Общие положения	30
4.2.	Оборудование	32
4.2.1.	Ионизационные камеры	34

4.2.2.	Измерительные приспособления	36
4.2.3.	Фантомы	43
4.2.4.	Водонепроницаемая насадка для камеры	45
4.2.5.	Установка ионизационных камер на опорной глубине	46
4.3.	Калибровка ионизационных камер	49
4.3.1.	Калибровка в пучке ^{60}Co	50
4.3.2.	Калибровка в пучке киловольтного рентгеновского излучения	50
4.3.3.	Калибровка при других энергиях	52
4.4.	Стандартная дозиметрия в пучке пользователя	54
4.4.1.	Определение поглощенной дозы в воде	54
4.4.2.	Практические соображения для проведения измерений в пучке пользователя	54
4.4.3.	Поправка на влияющие величины	56
5.	ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ДЛЯ ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ ^{60}Co	64
5.1.	Общие положения	64
5.2.	Дозиметрическое оборудование	64
5.2.1.	Ионизационные камеры	64
5.2.2.	Фантомы и насадки для камер	64
5.3.	Определение качества пучка излучения	65
5.4.	Определение поглощенной дозы в воде	66
5.4.1.	Стандартные условия	66
5.4.2.	Определение поглощенной дозы при стандартных условиях	67
5.4.3.	Поглощенная доза на глубине z_{max}	67
5.5.	Калибровка рабочих ионизационных камер по исходной (cross-calibration)	67
5.6.	Измерения при нестандартных условиях	68
5.6.1.	Распределение дозы вдоль центральной оси по глубине	68
5.6.2.	Коэффициент радиационного выхода	69
5.7.	Оценка неопределённости результатов определения поглощенной дозы в воде при стандартных условиях	69
5.8.	Форма рабочей записи	71
6.	ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ДЛЯ ПУЧКОВ ФОТОНОВ ВЫСОКИХ ЭНЕРГИЙ	73

6.1.	Общие положения	73
6.2.	Дозиметрическое оборудование	73
6.2.1.	Ионизационные камеры	73
6.2.2.	Фантомы и насадки для камер	74
6.3.	Определение качества пучка	75
6.3.1.	Выбор показателя качества пучка	75
6.3.2.	Измерение качества пучка	76
6.4.	Определение поглощенной дозы в воде	76
6.4.1.	Стандартные условия	76
6.4.2.	Определение поглощенной дозы в стандартных условиях	76
6.4.3.	Поглощенная доза в точке z_{max}	78
6.5.	Значения k_{Q,Q_0}	78
6.5.1.	Камера, калиброванная в пучке ^{60}Co	78
6.5.2.	Камера, калиброванная в фотонных пучках ряда качеств	80
6.5.3.	Камера, калиброванная для опорного качества с экспериментально полученными значениями k_{Q,Q_0}	84
6.6.	Калибровка рабочих камер по исходной (cross-calibration)	85
6.7.	Измерения в нестандартных условиях	85
6.7.1.	Распределение дозы вдоль центральной оси по глубине	86
6.7.2.	Коэффициенты радиационного выхода	86
6.8.	Оценка неопределённости результата определения поглощённой дозы в воде при стандартных условиях	87
6.9.	Форма рабочей записи	89
7.	ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ДЛЯ ПУЧКОВ ЭЛЕКТРОНОВ ВЫСОКИХ ЭНЕРГИЙ	92
7.1.	Общие положения	92
7.2.	Дозиметрическое оборудование	92
7.2.1.	Ионизационные камеры	92
7.2.2.	Фантомы и насадки для камер	93
7.3.	Определение качества пучка	94
7.3.1.	Выбор показателя качества пучка	94
7.3.2.	Измерение качества пучка	95
7.4.	Определение поглощенной дозы в воде	96
7.4.1.	Стандартные условия	96

74.2.	Определение поглощенной дозы в стандартных условиях	98
74.3.	Поглощенная доза в точке z_{max}	98
75.	Значения для k_{Q,Q_0}	98
75.1.	Камеры, откалиброванные в пучке ^{60}Co	99
75.2.	Камеры, откалиброванные на пучках электронов ряда качеств	99
76.	Калибровка рабочих ионизационных камер по опорной (cross-calibration)	103
76.1.	Процедура калибровки рабочей ионизационной камеры по опорной	103
76.2.	Дальнейшее использование рабочей камеры, откалиброванной по опорной	104
77.	Измерения в нестандартных условиях	107
77.1.	Распределение дозы вдоль центральной оси по глубине	107
77.2.	Коэффициенты радиационного выхода	110
78.	Использование пластиковых фантомов	110
78.1.	Пересчет глубин	110
78.2.	Пластиковые фантомы для определения качества пучка	111
78.3.	Пластиковые фантомы для определения поглощенной дозы на глубине z_{ref}	112
78.4.	Пластиковые фантомы для измерения распределения дозы по глубине	113
79.	Оценка неопределённости результата определения поглощенной дозы в воде при стандартных условиях	113
710.	Форма рабочей записи	117

8. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ПО ДОЗИМЕТРИИ НИЗКОЭНЕРГЕТИЧЕСКОГО РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

120

8.1.	Общие положения	120
8.2.	Дозиметрическое оборудование	121
8.2.1.	Ионизационные камеры	121
8.2.2.	Фантомы	122
8.3.	Определение качества пучка	123
8.3.1.	Выбор показателя качества пучка	123
8.3.2.	Измерение качества пучка	124
8.4.	Определение поглощенной дозы в воде	126

8.4.1.	Стандартные условия	126
8.4.2.	Определение поглощенной дозы при стандартных условиях	126
8.5.	Значения	127
8.6.	Измерения в нестандартных условиях	128
8.6.1.	Распределения дозы вдоль центральной оси по глубине	128
8.6.2.	Коэффициенты радиационного выхода	129
8.7.	Оценка неопределённости определения поглощенной дозы в воде в стандартных условиях	129
8.8.	Форма рабочей записи	132
9.	ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ДЛЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ СРЕДНИХ ЭНЕРГИЙ ..	134
9.1.	Общие положения	134
9.2.	Дозиметрическое оборудование	135
9.2.1.	Ионизационные камеры	135
9.2.2.	Фантомы и насадки для камер	136
9.3.	Определение качества пучка	137
9.3.1.	Выбор показателя качества пучка	137
9.3.2.	Измерение качества пучка	139
9.4.	Определение поглощенной дозы в воде	140
9.4.1.	Стандартные условия	140
9.4.2.	Определение поглощенной дозы в стандартных условиях	141
9.5.	Значения k_{Q,Q_0}	141
9.6.	Измерения при нестандартных условиях	142
9.6.1.	Распределение дозы вдоль центральной оси по глубине	142
9.6.2.	Коэффициенты радиационного выхода	144
9.7.	Оценка неопределённости определения поглощенной дозы в воде при стандартных условиях	145
9.8.	Форма рабочей записи	147
10.	ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ДЛЯ ПУЧКОВ ПРОТОНОВ	149
10.1.	Общие положения	149
10.2.	Дозиметрическое оборудование	151
10.2.1.	Ионизационные камеры	151

10.2.2.	Фантомы и насадки для камер	152
10.3.	Определение качества пучка	153
10.3.1.	Выбор показателя качества пучка	153
10.3.2.	Измерение качества пучка	153
10.4.	Определение поглощенной дозы в воде	154
10.4.1.	Стандартные условия	154
10.4.2.	Определение поглощенной дозы в стандартных условиях	154
10.5.	Значения k_{Q,Q_0}	156
10.6.	Измерения в нестандартных условиях	156
10.6.1.	Распределение дозы вдоль центральной оси по глубине	156
10.6.2.	Коэффициенты радиационного выхода	161
10.6.3.	Использование пластиковых фантомов для относительной дозиметрии	161
10.7.	Оценка неопределенности определения поглощенной дозы в воде в стандартных условиях	162
10.8.	Форма рабочей записи	164
11.	ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ДЛЯ ПУЧКОВ ТЯЖЕЛЫХ ИОНОВ	166
11.1.	Общие положения	166
11.2.	Дозиметрическое оборудование	169
11.2.1.	Ионизационные камеры	169
11.2.2.	Фантомы и насадки для камер	170
11.3.	Определение качества пучка	171
11.4.	Определение поглощенной дозы в воде	171
11.4.1.	Стандартные условия	171
11.4.2.	Определение поглощенной дозы в стандартных условиях	172
11.5.	Значения k_{Q,Q_0}	173
11.6.	Измерения в нестандартных условиях	174
11.7.	Оценка неопределенности определения поглощенной дозы в воде в стандартных условиях	174
11.8.	Форма рабочей записи	178
	ПРИЛОЖЕНИЕ I. СООТНОШЕНИЕ МЕЖДУ N_k И $N_{D,w}$ БАЗИРУЮЩЕЕСЯ НА ПРАКТИЧЕСКИХ РЕКОМЕНДАЦИЯХ	181

I.1.	^{60}Co и пучки фотонов и электронов высокой энергии	181
I.1.1.	Суммирование указаний, применяемых для определения калибровочных коэффициентов	185
I.1.2.	Сравнение определений D_w	187
I.2.	Киловольтное рентгеновское излучение	188

ПРИЛОЖЕНИЕ II. РАСЧЕТ ЗНАЧЕНИЙ k_{Q,Q_0} И ИХ
НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ 191

II.1.	Общие положения	191
II.2.	Гамма-излучение ^{60}Co	192
II.2.1.	Значения $s_{w,air}$ для ^{60}Co	192
II.2.2.	Значения W_{air} для ^{60}Co	192
II.2.3.	Значения p_Q для ^{60}Co	192
II.2.4.	Итоговые значения величин и их погрешностей для ^{60}Co	195
II.3.	Пучки фотонов высоких энергий	198
II.3.1.	Значения $s_{w,air}$ для пучков фотонов высоких энергий	198
II.3.2.	Значение W_{air} для пучков фотонов высоких энергий	199
II.3.3.	Значения p_Q для пучков фотонов высоких энергий	199
II.3.4.	Итоговые значения неопределённостей для пучков фотонов высоких энергий	200
II.4.	Пучки электронов	203
II.4.1.	Значения $s_{w,air}$ в пучках электронов	203
II.4.2.	Значение W_{air} для пучков электронов	204
II.4.3.	Значения p_Q для пучков электронов	204
II.4.4.	Итоговые значения неопределённостей для пучков электронов	207
II.5.	Пучки протонов	209
II.5.1.	Значения $s_{w,air}$ в пучках протонов	209
II.5.2.	Значение W_{air} для пучков протонов	210
II.5.3.	Значения p_Q для пучков протонов	211
II.5.4.	Итоговые значения неопределённостей для пучков протонов	212
II.6.	Пучки тяжелых ионов	212
II.6.1.	Значения $s_{w,air}$ для пучков тяжелых ионов	213
II.6.2.	Значение W_{air} для пучков тяжелых ионов	214
II.6.3.	Значения p_Q для пучков тяжелых ионов	215

II.6.4. Итоговые значения неопределенностей для пучков тяжелых ионов	215
--	-----

ПРИЛОЖЕНИЕ III. ХАРАКТЕРИСТИКИ КАЧЕСТВА ПУЧКА ФОТОНОВ	217
---	-----

III.1. Обзор используемых характеристик качества пучка фотонов	217
III.2. Преимущества и недостатки $TPR_{20,10}$	220
III.3. Преимущества и недостатки $PDD(10)_X$	224
III.4. Итоговые замечания	230

ПРИЛОЖЕНИЕ IV. ВЫРАЖЕНИЕ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТЕЙ ..	231
---	-----

IV.1. Общие соображения относительно погрешностей и неопределённости	231
IV.2. Стандартные неопределённости типа А	232
IV.3. Стандартные неопределённости типа В	233
IV.4. Суммарные и расширенные неопределённости	235

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	236
-------------------------	-----

УЧАСТНИКИ РАЗРАБОТКИ	247
----------------------------	-----

ПУБЛИКАЦИИ МАГАТЭ, ОТНОСЯЩИЕСЯ К ДАННОМУ ВОПРОСУ	251
--	-----

1. ВВЕДЕНИЕ

1.1. ОБОСНОВАНИЕ

В Докладе 24 “Определение поглощенной дозы в теле больного, облученного пучками тормозного или гамма-излучения при лучевой терапии”, МКРЕ [1] пришла к заключению, что “еще рано обобщать доказательства того, что в некоторых типовых точках опухоли требуется достижение погрешности определения поглощенной дозы в мишени $\pm 5\%$, если думают об эрадикации первичной опухоли”. Далее: “хотя некоторые клиницисты предложили даже еще более узкий интервал $\pm 2\%$, однако в то время (в 1976 г.) было действительно невозможно получить такой результат”. Эти утверждения подразумевали, что неопределённости определялись при доверительной вероятности 95% и интерпретировались, как если бы они соответствовали приблизительно двум стандартным отклонениям. Таким образом, требование к погрешности 5% по поглощенной дозе соответствовало общей погрешности 2-3% при одном стандартном отклонении.

Сегодня считается, что требование подведения дозы пациенту с такой точностью, является слишком жестким, и неопределённость должна быть увеличена до 5% при одном стандартном отклонении, но определенных рекомендаций относительно этого нет¹. Требование к неопределённости $\pm 5\%$ может, с другой стороны, быть понято как приемлемость отклонения между предписанной дозой и дозой, полученной в объеме мишени. Современная лучевая терапия подтверждает в любом случае необходимость подведения дозы с большой точностью, если используется новая техника, включая эскалацию дозы при конформной терапии. Современные технологии в лучевой терапии, например средства диагностики для определения объема мишени, 3D системы планирования и новейшие ускорители электронов могут

¹ В ряде работ сделано заключение, что для некоторых типов опухолей суммарная стандартная неопределённость отпущенной дозы должна быть меньше чем 3,3-3,5% [2-4]. «Даже если в большинстве случаев допустимы большие величины, то в некоторых особых случаях к этому следует стремиться»[3]. Было установлено также, что, учитывая и погрешность алгоритма расчета доз, более допустимым ограничением для суммарной стандартной неопределённости в подведенной к объему мишени дозе следует принять около 5% [4,5].

применяться в полном объеме, если только доза определяется и передается пациенту с высокой точностью.

Различные этапы между калибровкой ионизационных камер в единицах воздушной кермы K_{air} в поверочных лабораториях и определением поглощенной дозы в воде D_w в лечебных учреждениях при использовании дозиметрической методики, основанной на коэффициентах $N_{D,air}$ (или N_{gas})², вводят нежелательную неопределённость в определение значения D_w . Много коэффициентов введено в дозиметрическую цепочку, которая начинается калибровочным коэффициентом в единицах воздушной кермы N_k , измеренной в воздухе в пучке ^{60}Co , и кончается поглощенной дозой D_w , измеренной в воде. Неопределённости в этой цепочке возникают в основном из преобразований, проводимых пользователем в лечебном учреждении, например, с хорошо известными коэффициентами k_m и k_{att} , используемыми в большинстве рекомендаций и дозиметрических методик [8-19]. Неопределённости, связанные с переводом N_k в $N_{D,air}$ (или N_{gas}), означают, что на практике начало калибровки клинического пучка уже включает значительную неопределённость [20]. Оценка погрешности, данная в предыдущих рекомендациях МАГАТЭ TRS-277 и TRS-381 [17, 21], показала, что наибольший вклад в неопределённость во время калибровки пучка возникает из-за введения различных физических величин и большого числа ступеней, приводящих к стандартной неопределённости до 3-4%. Даже если последние оценки [22, 23] имеют меньшие значения, вклад первой ступени в дозиметрической цепочке для лучевой терапии еще не подчиняется требованию минимизации конечной неопределённости в подведении дозы к пациенту.

² Стандарт ИСО 31-0 [6] “Величины и единицы” дал рекомендации относительно применения термина “коэффициент”, который следует использовать в процессе умножения для коэффициентов, имеющих размерность, и резервировать термин “фактор” для безразмерных множителей. Однако недавний стандарт ISO-60731 [7] не следует этому правилу, и предлагает определение термина “калибровочный фактор”. Хотя данные рекомендации продолжают применять термин “калибровочный фактор”, пользователи должны понимать, что есть возможность изменения терминологии в поверочных лабораториях в пользу термина “калибровочный коэффициент”. (Прим. переводчика: В предлагаемом русском переводе используется термин “калибровочный коэффициент”).

Reich [24] предложил калибровку терапевтических дозиметров в единицах поглощённой дозы в воде, подчеркивая преимущества одинаковых величин и условий эксперимента и в поверочной лаборатории и у пользователя. Современное состояние первичных эталонов единицы поглощённой дозы в воде для фотонов и электронов высоких энергий и улучшение концепций дозиметрии и доступных данных, делает возможным уменьшить погрешность при калибровке пучков излучения. Развитие эталонов единицы поглощённой дозы в воде в Дозиметрических лабораториях первичных эталонов (ДЛПЭ) было важнейшей задачей, поставленной Консультативным Комитетом по эталонам для измерения ионизирующих излучений (Секция 1) [25]. Первоначально были разработаны методы измерения поглощенной дозы в графите с использованием графитовых калориметров, которые продолжают применяться во многих лабораториях. Эта процедура рассматривается как промежуточная ступень между воздушной кермой и непосредственным определением поглощённой дозы в воде, поскольку абсолютная калориметрия в воде более сложна. Результаты сравнения поглощенной дозы в графите было удовлетворительным, и поэтому в некоторых лабораториях были разработаны эталоны единицы поглощённой дозы в воде. За последние 10 лет в ДЛПЭ были значительно улучшены способы определения поглощённой дозы в воде с применением методов измерения соответствующих базовых величин или их производных. Хорошо разработанными являются ионизационный метод, химическая дозиметрия и калориметрия в воде и графите. Хотя только водный калориметр дает возможность непосредственно измерить поглощённую дозу в воде в водном фантоме, во многих лабораториях хорошо известны требуемые переводные и поправочные коэффициенты. Эти разработки служат основанием для замены величин, используемых в настоящее время для калибровки ионизационных камер и получения калибровочных коэффициентов в единицах поглощённой дозы в воде $N_{D,w}$ для терапевтических пучков. Многие ДЛПЭ уже выдают $N_{D,w}$ в пучке ^{60}Co , а некоторые из них распространили эти процедуры на фотоны и электроны высоких энергий, другие разрабатывают необходимую для этого технику.

Дозиметрические лаборатории вторичных эталонов (ДЛВЭ), передают клиническим пользователям калибровочные коэффициенты полученные от ДЛПЭ или Международного бюро мер и весов (МБМВ). Для гамма-пучков ^{60}Co большинство ДЛВЭ выдают пользователям калибровочные коэффициенты в единицах поглощённой дозы в воде без особого труда, поскольку все ДЛВЭ имеют такие пучки. Однако, как правило, они не могут обеспечить потребителя определенными экспериментально калибровочными коэффициентами для пучков фотонов и электронов

высоких энергий. Однако, можно определить поправочный коэффициент на качество излучения относительно ^{60}Co , который будет эквивалентен такому, полученному экспериментально, но с большей неопределенностью.

Большинство успехов лучевой терапии за последние годы связано с расширением использования для лечения протонов и тяжелых ионов. Практическая дозиметрия в этой области также основана на использовании ионизационных камер, которые калибруют как в единицах воздушной кермы так и поглощенной дозы, поэтому дозиметрические методы, применяемые для фотонов и электронов высоких энергий, можно использовать для протонов и тяжелых ионов. В другой крайней области излучений, применяемых для внешнего облучения, лежит киловольтное рентгеновское излучение, для которого использование эталонов поглощенной дозы в воде было введено в TRS-277 [17]. Однако, в настоящее время имеется мало лабораторий, которые проводят калибровку для киловольтного излучения по $N_{D,w}$, поскольку большинство ДЛПЭ еще не ввели первичные эталоны поглощенной дозы в воде для излучения такого качества. Тем не менее, калибровку киловольтных пучков по $N_{D,w}$ можно проводить в первичных и вторичных поверочных лабораториях на основе эталонов воздушной кермы и современных методик дозиметрии рентгеновского излучения. Таким образом, стройная система дозиметрии, основанная на эталонах поглощенной дозы в воде, может быть применена практически для всех терапевтических пучков³ (см. рис.1).

Эти новые международные рекомендации по определению поглощенной дозы в воде для дистанционного облучения с использованием ионизационных камер или дозиметров, имеющих калибровочный коэффициент $N_{D,w}$, могут быть использованы во всех медицинских учреждениях, и на всех установках, предназначенных для лучевого лечения онкологических

³ Для терапевтических пучков нейтронов стандартным материалом, в котором определяется поглощенная доза, является мягкая ткань, МКРЕ [26]. Данные рекомендации основаны на величинах поглощенной дозы в воде. Из-за сильной зависимости коэффициентов взаимодействия нейтронов от их энергии и состава материала, прямая процедура определения поглощенной дозы в мягкой ткани из поглощенной дозы в воде отсутствует. Более того, нейтронная дозиметрия традиционно проводится с помощью тканеэквивалентных ионизационных камер, заполненных тканеэквивалентным газом для определения поглощенной дозы в гомогенной среде. Хотя возможно выразить конечный формализм в единицах k_{QO} [26], для большинства типов ионизационных камер отсутствуют данные по физическим параметрам, которые применяются для измерения поглощенной дозы в воде в пучках нейтронов, поэтому в данных рекомендациях мы не касаемся дозиметрии терапевтических нейтронных пучков.



РИС. 1. Согласованная система дозиметрии, основанная на эталонах единицы поглощенной дозы в воде. Первичные эталоны, основанные на калориметрии в воде и графите, химической дозиметрии и ионизационных методах, позволяют калибровать ионизационные камеры в единицах поглощенной дозы в воде, $N_{D,w}$. Единые практические рекомендации обеспечивают методологию определения поглощенной дозы в воде для пучков фотонов низких, средних, ^{60}C и высоких энергий фотонов, электронов, протонных пучков и пучков тяжелых ионов используемых в дистанционной лучевой терапии.

больших. Даже если задачи этих учреждений существенно различаются, рекомендации будут полезным документом для медицинских физиков и лучевых терапевтов и помогут достичь единообразия и согласованности в отпуске доз при лучевой терапии по всему миру. Рекомендации будут иметь также большое значение для сети вторичных поверочных лабораторий МАГАТЭ/ВОЗ для повышения точности и согласованности в определении доз и, следовательно, стандартизации радиационной дозиметрии во многих странах, которые они обслуживают.

1.2. ПРЕИМУЩЕСТВА РЕКОМЕНДАЦИЙ, ОСНОВАННЫХ НА ЭТАЛОНАХ ЕДИНИЦЫ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ

Поглощенная доза в воде является величиной, наиболее интересной для лучевой терапии, так как именно от нее зависит биологический эффект облучения. Преимущества калибровки в единицах поглощенной

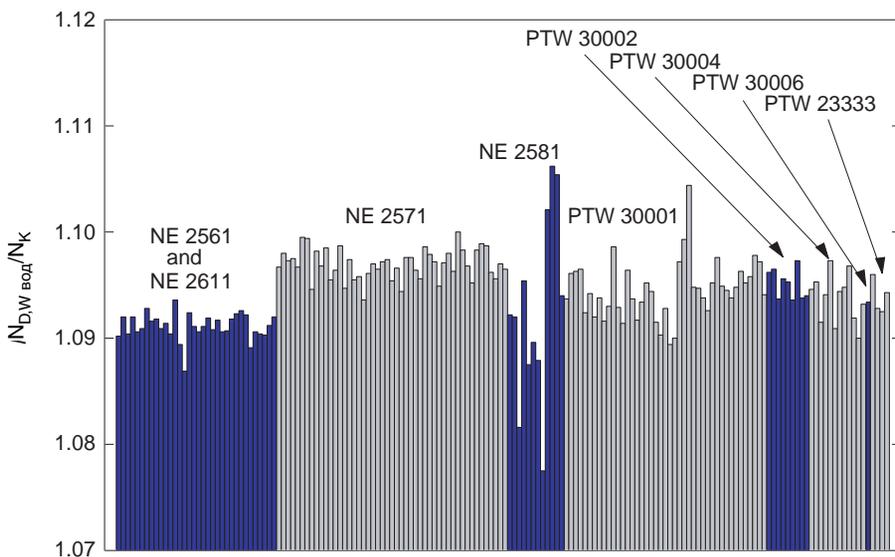


РИС. 2. Отношение калибровочных коэффициентов $N_{D,w}/N_K$ является полезным показателем однородности камер одного типа [30]. Различия в отношения $N_{D,w}/N_K$ для камер одного типа демонстрируется для большого числа камер, обычно используемых для дозиметрии в лучевой терапии, (см. табл. 3 с описанием каждого типа камер). Большие различия для камер типа NE2581 возможно связаны с гигроскопичностью материала стенки – пластика А-150. Данные получены в Лаборатории дозиметрии МАГАТЭ.

дозы в воде и методы дозиметрии, использующие эти калибровочные коэффициенты, были описаны несколькими авторами [20, 27, 28] и приведены подробно в докладе МКРЕ по фотонной дозиметрии [29]. Обзор наиболее важных аспектов приведен ниже.

1.2.1. Уменьшенная неопределённость

Стремление к улучшению основ дозиметрии в лучевой терапии заставило Лабораторию первичных эталонов приложить за последние 20 лет много усилий к разработке первичных эталонов единицы поглощенной дозы в воде. Смысл перехода от калибровки в воздушной керме к калибровке по поглощенной дозе в воде заключался в том, что калибровка ионизационных камер в единицах поглощенной дозы в воде значительно уменьшает неопределенность определения поглощенной дозы в воде в терапевтических пучках. Измерения, основанные на калибровке в воздухе в единицах воздушной кермы, требуют знания коэффициентов перехода для определения поглощенной дозы в воде, зависящих от

применяемой камеры. Эти переходные коэффициенты не учитывают различий между отдельными камерами различного типа. Напротив, калибровка в единицах поглощенной дозы в воде может проводиться в тех же условиях, что и измерения в пучке пользователя, при этом будет учитываться чувствительность каждой индивидуальной камеры.

На рис. 2 показано изменение отношения $N_{D,w}/N_k$ для одного типа камер в пучке ^{60}Co для большого числа цилиндрических ионизационных камер, применяемых обычно в лучевой терапии. Специалисты МБМВ [30] сообщали о различии до 0,8% для данного типа камер. Предположение, что все камеры данного типа идентичны, является источником неопределённости и оправдывает преимущества прямой калибровки ионизационных камер в единицах поглощенной дозы в воде.

Принципиально то что, первичные эталоны единицы поглощенной дозы в воде могут применяться к пучкам как ^{60}Co , так и ускорителей. Таким образом, становится приемлемым экспериментальное определение энергетической зависимости ионизационных камер для фотонов и электронов высоких энергий, при этом достигается меньшая неопределённость за счет влияния качества пучка. Подобное заключение можно сделать для терапевтических пучков протонов и тяжелых ионов, хотя первичные эталоны единицы поглощенной дозы в воде для этих излучений пока еще не созданы.

1.2.2. Наиболее надежная система первичных эталонов

Несмотря на то, что главной величиной в радиационной дозиметрии является поглощенная доза в воде, большинство национальных, региональных и международных рекомендаций основаны на применении для ионизационных камер калибровочных коэффициентов в единицах воздушной кермы, привязанных к национальному или международному эталону единицы воздушной кермы в пучке ^{60}Co . Хотя международные сравнения этих эталонов показали очень хорошее совпадение, существенной слабостью является то, что все эти эталоны базируются на ионизационных камерах, с чем связаны обычные ошибки. К тому же было найдено, что в зависимости от метода оценки, значение коэффициента ослабления в стенке камеры, входящее в определение величины воздушной кермы, различается для некоторых первичных эталонов до 0,7% [31]. Напротив, первичные эталоны единицы поглощенной дозы в воде основаны на ряде различных физических принципов. Там нет никаких предположений или определяемых поправочных коэффициентов, общих для них всех. Поэтому хорошее совпадение между этими эталонами (см. раздел 2.2) вызывает большее доверие к их точности.

1.2.3. Применение простых методик

Методика, описанная в TRS-277 [17] и в большинстве национальных и международных дозиметрических методиках определения поглощенной дозы в воде в терапевтических пучках, основана на применении некоторых переводных и поправочных коэффициентов. Это вызвано тем, что практически трудно сделать преобразование значения воздушной кермы в поглощенную дозу в воде в фантоме. Эта сложность прекрасно видна при рассмотрении необходимых уравнений и методов отбора соответствующих данных. Требуется также соответствующая информация о физических характеристиках используемых ионизационных камер. Многие из этих данных, таких как поправочный коэффициент замещения и отношения тормозных способностей, выводятся из сложных измерений и расчетов, основанных на теоретических моделях. Упрощенная процедура, начинающаяся от калибровочного коэффициента в единицах поглощенной дозы в воде и применения поправок для всех влияющих величин, уменьшает возможность ошибки в определении поглощенной дозы в воде в пучке излучения. Простота формализма в единицах поглощенной дозы в воде становится очевидной, если рассматривать общее уравнение для определения поглощенной дозы в воде (см. раздел 3).

1.3. ВИДЫ ИЗЛУЧЕНИЙ И КАЧЕСТВО ПУЧКОВ

Данные рекомендации представляют методологию определения поглощенной дозы в воде для фотонов низкой, средней и высокой энергии, пучков электронов, протонов и тяжелых ионов, используемых в дистанционной лучевой терапии. Рассматриваемые в этом документе области качества излучений приведены ниже (описания характеристик качества излучения приведены в соответствующем разделе).

- (a) Рентгеновское излучение низкой энергии при напряжении генерирования до 100 кВ и СПО 3 мм Al (нижний предел определяется применяемыми эталонами ⁴).

⁴ Граница между двумя диапазонами киловольтного рентгеновского излучения четко не определена и перекрывается в области между 80 кВ, 2 мм Al и 100 кВ, 3 мм Al. В области перекрытия методы определения поглощенной дозы, описанные в разд. 8 и 9, одинаково удовлетворительны, и можно воспользоваться наиболее удобным.

- (b) Рентгеновское излучение средней энергии при напряжении генерирования выше 80 кВ и СПО от 2 мм Al⁴.
- (c) Гамма-излучение ⁶⁰Co.
- (d) Фотоны высокой энергии при получении их путем торможения электронов с энергиями в интервале 1–50 МэВ при значениях TPR_{20-10} 0,50–0,84.
- (e) Электроны с энергиями в интервале 3–50 МэВ с величиной глубины половинной дозы R_{50} 1–20 г см⁻².
- (f) Протоны с энергиями в интервале 50–250 МэВ с величиной практического пробега R_p 0,25– 2,5 г см⁻².
- (g) Тяжелые ионы с величиной Z между 2 (He) и 18 (Ar) с практическим пробегом R_p от 2 до 30 г см⁻² (для ионов углерода это соответствует интервалу энергий 100–450 МэВ/а.е., где а.е. – атомная единица массы).

1.4. ПРАКТИЧЕСКОЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЕ РЕКОМЕНДАЦИЙ

Особое значение было придано тому, чтобы сделать использование этого документа как можно более простым. Его структура отличается от TRS-277 [17], и приближается к TRS-381 [21], в котором практические рекомендации и данные для каждого вида излучения помещены в отдельных главах, посвященных только этому виду излучения. По существу каждая глава является отдельными рекомендациями, включающими подробное описание процедур и рабочей документации. Читатель сможет провести определение дозы для своего пучка, работая с нужным разделом рекомендаций. Поиск методик или необходимых таблиц в других частях документа сведен до минимума. Самостоятельность и независимость различных рекомендаций потребовала некоторых повторов текста, но в результате ожидается, что так будет проще и удобнее работать с документом, особенно пользователям, имеющим ограниченное число видов излучения. Первые четыре главы содержат общие положения, применимые ко всем видам излучений. В приложениях приведены дополнительные сведения, используемые в разных разделах.

По сравнению с предыдущими рекомендациями или дозиметрическими методиками, основанными на эталонах единицы воздушной кермы (TRS-277 [17] и TRS-381 [21]), утверждение новых рекомендаций приведёт к небольшим отличиям в значениях поглощенной дозы в воде, определенным в терапевтическом пучке. Подробные сравнения будут опубликованы в доступной литературе. Ожидается, что результаты будут зависеть от вида и качества пучка и типа ионизационных камер. Там, где

обнаружится различие, важно отметить, что оно может быть вызвано двумя причинами: (1) неточностью численного значения коэффициентов (например, k_m , p_{wall} и др.) в методе, основанном на коэффициенте N_k , и в меньшей степени в данных рекомендациях и (2) первичными эталонами, по которым проводится калибровка в единицах воздушной кермы и поглощенной дозы в воде. Даже для излучения ^{60}Co , которое имеет лучшие характеристики, чем другие виды излучения, калибровки пучка, основанные на двух разных эталонах, K_{air} и D_w , обычно отличаются на 1% (см. Приложение I). Ожидается что значения, полученные на основе данных рекомендаций, дадут лучшие оценки. Любые выводы, сделанные из сравнения методик, основанных на определении воздушной кермы и поглощенной дозы в воде, должны учитывать различия между первичными эталонами.

1.5. ВЫРАЖЕНИЕ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ

Оценка неопределённости в данном документе следует рекомендациям ИСО [32]. Неопределённости измерений выражаются как относительные стандартные неопределённости, и оценка стандартных неопределённостей делится на два типа: А и В. Метод оценки стандартной неопределённости типа А основан на статистическом анализе серии наблюдений, в то время как метод оценки стандартной неопределённости типа В основан на применении других, нестатистических методов анализа серии наблюдений. Практическое применение рекомендаций ИСО, основанных на выводах, сделанных в документах [33] и [17], приведено для полноты в Приложении IV настоящих рекомендаций.

Оценки неопределённости определения дозы для различных видов излучения даются в соответствующих разделах. В сравнении с оценками, данными в предыдущих рекомендациях, настоящие оценки будут в целом меньше. Это связано с большей достоверностью в определении поглощенной дозы в воде, основанной на эталонах D_w и в некоторых случаях с более строгим анализом неопределённостей в соответствии с рекомендациями ИСО.

1.6. ВЕЛИЧИНЫ И ОБОЗНАЧЕНИЯ

Большинство символов, используемых в данных рекомендациях, идентичны таковым, примененным в [17] и [21], и только некоторые являются новыми в описании эталонов единицы поглощенной дозы в воде.

Для полноты здесь приводятся определения всех величин, относящиеся к различным методам, используемым в данных рекомендациях.

c_{pl}	Масштабный коэффициент, зависящий от материала, использующийся для преобразования пробегов и глубин, измеренных в пластиковом фантоме, в эквивалентное значение в воде. Применяется к пучкам электронов, протонов и тяжелых ионов. Заметим, что в данных рекомендациях глубины и пробеги определяются в единицах г/см ² , в отличие от большинства определений, данных в сантиметрах в [21] для пучков электронов. В результате значения, данные для c_{pl} в настоящих рекомендациях для электронов, отличаются от таковых c_{pl} , приведенных в [21]. Применение строчного обозначения для c_{pl} объясняет это различие.
$csda$	(Continuous slowing-down approximation) Приближение непрерывного замедления.
$D_{w,Q}$	Поглощенная доза в воде на опорной глубине z_{ref} в водном фантоме, облученном пучком с качеством Q . Индекс Q не пишется, если опорным пучком является ⁶⁰ Co. Единица: грей, Гр.
$E_{\phi} E_z$	Средняя энергия электронного пучка на поверхности фантома и на глубине z соответственно. Единица: МэВ.
h_{pl}	Масштабный коэффициент, зависящий от материала, использующийся для внесения поправки на различие в потоке электронов в пластике по сравнению с таковым в воде на эквивалентной глубине.
СПО	Слой половинного ослабления, как показатель качества пучка для рентгеновского излучения низкой и средней энергии.
k_i	Общий поправочный коэффициент, используемый в расчётах для исправления влияния различий в величинах между калибровкой дозиметра в стандартных условиях поверочной лаборатории и применением дозиметра на аппарате пользователя при различных условиях.
k_{elec}	Калибровочный коэффициент электрометра.
k_h	Поправочный коэффициент на влияние влажности на показания ионизационной камеры, если калибровочный коэффициент камеры был дан для сухого воздуха.
k_{pol}	Поправочный коэффициент на влияние изменения полярности и поляризующего напряжения, приложенного к камере.
k_{Q,Q_0}	Поправочный коэффициент на различие в чувствительности камеры при стандартном качестве пучка Q_0 , использованном

	при калибровке камеры, и при работе с пучком пользователя с качеством Q . Индекс Q_0 не пишется, если стандартным является излучение ^{60}Co , (то есть сокращенное обозначение k_Q всегда означает стандартное качество излучения ^{60}Co).
k_s	Поправочный коэффициент, учитывающий влияние на показания ионизационной камеры отсутствия полного сбора заряда (из-за рекомбинации ионов).
k_{TP}	Поправочный коэффициент, учитывающий влияние на показания ионизационной камеры различий, которые могут существовать между стандартными температурой и давлением в поверочной лаборатории, и температурой и давлением, при измерениях пользователем.
M_Q	Показания дозиметра при качестве пучка Q , исправленное на влияние всех величин, кроме качества пучка. Единицы: Кл или отсчет.
M_{em}	Показания дозиметра, применяемого в качестве внешнего монитора. Единицы: Кл или отсчет.
$(\mu_{en}/\rho)_{m1m2}$	Отношение средних массовых коэффициентов поглощения энергии в материалах m_1 и m_2 , усредненные по спектру фотонов.
$N_{D,air}$	Коэффициент поглощенной дозы в воздухе для ионизационных камер, для которых используется методика, основанная на определении воздушной кермы [17, 21]). Он соответствует N_{gas} в методике [9]. Коэффициент $N_{D,air}$ был назван N_D в [11] и [17], кроме того, индекс “air” включен в [21] для определения без двусмысленности, что он относится к поглощенной дозе в воздухе полостной камеры. Пользователю следует проявлять осторожность, чтобы не перепутать величины $N_{D,air}$ или более раннего N_D с калибровочным коэффициентом поглощенной дозы в воде $N_{D,w}$, описанным ниже (см. Приложение I). Единица: Гр/Кл или Гр на единицу показания прибора.
N_{D,w,Q_0}	Калибровочный коэффициент дозиметра в пучке стандартного качества Q_0 . Произведение $M_{Q_0} N_{D,w,Q_0}$ даёт поглощённую дозу в воде, D_{w,Q_0} , на опорной глубине z_{ref} в отсутствие камеры. Индекс Q_0 опускается, когда в качестве опорного используется пучок гамма-излучения ^{60}Co (т.е. коэффициент $N_{D,w}$ всегда соответствует калибровочному множителю в единицах поглощённой дозы в воде в пучке ^{60}Co). Коэффициент $N_{D,w}$ обозначен в [9] как N_D , где соотношение между N_{gas} и N_D аналогичны описанным в разд. 3.3 и

	<p>Приложении I. Символ N_D применяется также в свидетельствах о поверке, выдаваемых некоторыми поверочными лабораториями или производителями приборов, вместо $N_{D,w}$. Потребители должны быть чётко проинформированы о том, какая величина использована для калибровки их детекторов, чтобы избежать грубых ошибок⁵. Используемые единицы: грей на кулон или грей на единицу показания прибора.</p>
$N_{K,Qo}$	<p>Калибровочный коэффициент в единицах воздушной кермы для дозиметра в пучке стандартного качества. Используемые единицы: Гр/кл или Гр на единицу показания прибора.</p>
P_{cav}	<p>Поправочный коэффициент чувствительности ионизационной камеры, связанный с эффектом воздушной полости и искажением ею рассеянных электронов, благодаря чему флюенс электронов в полости отличается от флюенса в среде в отсутствие полости.</p>
P_{cel}	<p>Коэффициент, корректирующий показания ионизационных камер на влияние центрального электрода во время измерений в фантоме, в пучках фотонов высокой энергии (включая ^{60}Co), электронов и протонов. Заметим, что это не тот коэффициент, который приводится в [17], где учитывается поправка на глобальное влияние центрального электрода как во время калибровки камеры в воздухе в пучке ^{60}Co, так и во время последующих измерений пучков фотонов и электронов в фантоме. Чтобы устранить двусмысленность, вызванную примененным в [17] значением $P_{cel-gbb}$, символ P_{cel} сохранен исключительно для измерений в фантоме (см. Прил. I).</p>
PDD	<p>Процентная глубинная доза.</p>
P_{dis}	<p>Коэффициент, учитывающий влияние замены объема воды на полость детектора, когда предполагается, что точка, к которой приписывается результат измерения камерой⁶, находится в ее центре. Это является альтернативой</p>

⁵ $N_{D,air}$ и $N_{D,w}$ отличаются примерно как отношения тормозных способностей воды и воздуха для гамма-излучения ^{60}Co . Путаница в значениях этих коэффициентов может привести к ошибке в дозе, отпускаемой пациенту, примерно в 13 % (см. Приложение I).

⁶ Эта точка в камере определяется в данных рекомендациях для каждого типа камеры в соответствующем разделе. Она относится обычно к точке камеры, определенной в документе о калибровке, как точке, в которой определен калибровочный коэффициент [33].

	<p>применения эффективной измерительной точки камеры P_{eff}. Для плоскопараллельных ионизационных камер P_{dis} не требуется.</p>
P_{eff}	<p>Эффективная измерительная точка ионизационной камеры. Для стандартной геометрии калибровки, то есть при падении пучка с одного направления, P_{eff} сдвигается от центра к источнику на расстояние, которое зависит от типа пучка и камеры. Для плоскопараллельных ионизационных камер обычно предполагают, что P_{eff} находится в центре передней поверхности воздушной полости⁷. Концепция эффективной точки измерения цилиндрической ионизационной камеры применяется для всех видов излучений в [17], однако в данных рекомендациях она используется только для пучков электронов и тяжелых ионов. Для других пучков калибровка основана на помещении точки камеры, к которой относится результат измерений, на опорной глубине z_{ref} в которой определена доза. Эта точка ионизационной камеры определяется для каждого типа излучения в соответствующем разделе.</p>
P_Q	<p>Общий коэффициент преобразования для ионизационных камер для измерений в фантоме при качестве пучка Q. Он равен произведению различных корректирующих коэффициентов, каждый из которых вносит небольшие поправки. Практически это: p_{cav}, p_{cel}, p_{dis} и p_{wall}.</p>
P_{wall}	<p>Коэффициент, корректирующий показания ионизационных камер на неэквивалентность стенки камеры и любого водозащитного материала.</p>
Q	<p>Общий символ, указывающий на качество пучка излучения (его вид, энергия). Индекс "0", то есть Q_0, указывает на стандартное качество, используемое для калибровки ионизационной камеры или дозиметра.</p>
rdg	<p>Величина, измеренная в произвольных единицах, используемая для обозначения показаний дозиметра.</p>
R_{50}	<p>Глубина половинного значения дозы в воде (в г/см²), применяемая в качестве характеристики качества электронного пучка.</p>

⁷ Это предположение может не выполняться, если конструкция камеры не соответствует некоторым требованиям, касающимся соотношения диаметра полости камеры к ее высоте, а также толщины охранного кольца и высоты полости (см). [21].

R_p	Практический пробег (в г/см ²), применяемый для электронов, протонов и тяжелых ионов.
R_{res}	Остаточный пробег (в г/см ²) протонных пучков.
r_{cyl}	Радиус полости цилиндрической ионизационной камеры.
SAD	Расстояние источник – центр ротации, РИО.
SCD	Расстояние источник – камера, РИК.
SOBP	Модифицированный пик Брэгга.
SSD	Расстояние источник – поверхность, РИП.
$S_{m,air}$	Отношение тормозных способностей среды к воздуху, определенное как отношение средних ограниченных массовых тормозных способностей материала m и воздуха, усредненное по электронному спектру. Для всех терапевтических пучков высоких энергий в данных рекомендациях, за исключением пучков тяжелых ионов, использовано отношение тормозных способностей по Спенсеру и Аттиксу с ограничением энергии $\Delta=10$ кэВ (см. [11]).
TMR	Отношение ткань-максимум.
TRP _{20,10}	Отношение ткань-фантом в воде на глубинах 20 и 10 г/см ² для размера поля 10 см x 10 см и РИП = 100 см, используемое в качестве характеристики качества пучка излучения для фотонов высокой энергии.
u_c	Полная стандартная неопределённость величины.
W_{air}	Средняя энергия ионообразования в воздухе.
z_{max}	Глубина максимума дозы (в г/см ²).
z_{ref}	Опорная глубина (в г/см ²) при измерениях в фантоме. Если определена z_{ref} , поглощённая доза в воде соответствует $D_{w,Q}$ в точке на пересечении центральной оси с плоскостью, определяемой z_{ref} .

1.7. ПЕРЕЧЕНЬ СОКРАЩЕНИЙ

Следующие сокращения, используемые в этом документе, относятся к организациям, имеющим дело с радиационной озиметрией:

ARPANSA	Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency, (Первичная метрологическая лаборатория Австралии)
BEV	Bundesamt fur das Eich- und Vermessungswesen, (Первичная метрологическая лаборатория Австрии);
BIPM	Bureau International Poids et Mesures, (Международное бюро мер и весов, МБМВ);

CCRI(1)	Comite Consultatif des Rayonnements Ionisants (Section 1), (Консультативный Комитет в области ионизирующих излучений Международного Комитета мер и весов, Секция 1);
CIMP	Comite International des Poids et Mesures, (Международный Комитет мер и весов, МКМВ);
ENEA-INMRI	Ente per le Nuove Tecnologie, l'Energia e l'Ambiente, Istituto Nazionale di Metrologia delle Radiazioni Ionizzanti, Itali, (Первичная метрологическая лаборатория Италии в области ионизирующих излучений);
IAEA	International Atomic Energy Agency, (Международное агентство по атомной энергии, МАГАТЭ);
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements, (Международная комиссия по радиационным единицам и измерениям, МКРЕ);
IEC	International Electrotechnical Commission, (Международная электротехническая комиссия, МЭК);
IMS	International Measurement System, (Международная система измерений);
ISO	International Organization for Standardization, (Международная организация по стандартизации, ИСО);
LPRI	Laboratoire Primaire de Metrologie des Rayonnements Ionizants, (Первичная метрологическая лаборатория Франции в области ионизирующих излучений);
NIST	National Institute of Standards and Technology, (Национальный институт эталонов и технологий – первичная метрологическая лаборатория США);
NPL	National Physical Laboratory, (Национальная метрологическая лаборатория Великобритании);
NRC	National Research Council, (Национальная метрологическая лаборатория Канады);
NRL	National Radiation Laboratory, (Национальная метрологическая лаборатория Новой Зеландии в области ионизирующих излучений);
OIML	Organization International de Metrologie Legale, (Международная организация законодательной метрологии, МОЗМ);
PSDL	Primary Standard Dosimetry Laboratory, (Дозиметрическая лаборатория первичных эталонов, ДППЭ);
PTB	Physikalisch-Technische Bundesanstalt, (Национальная метрологическая лаборатория Германии);
SSDL	Secondary Standard Dosimetry Laboratory, (Дозиметрическая лаборатория вторичных эталонов, ДПВЭ);

2. СТРУКТУРА

2.1. МЕЖДУНАРОДНАЯ СИСТЕМА ИЗМЕРЕНИЙ (МСИ)

Международная система измерений (МСИ) в области метрологии ионизирующих излучений имеет структуру обеспечения единства измерений в радиационной дозиметрии, заключающуюся в обеспечении пользователей дозиметрическими приборами, калибровка которых прослеживается до первичных эталонов (рис. 3).

Международное бюро мер и весов (МБМВ) было учреждено Метрической конвенцией, первично подписанной в 1875 48 странами входящими в неё к 31 декабря 1997 года [34], как международный центр по метрологии с ее лабораториями и офисами в Севре (Франция), чтобы

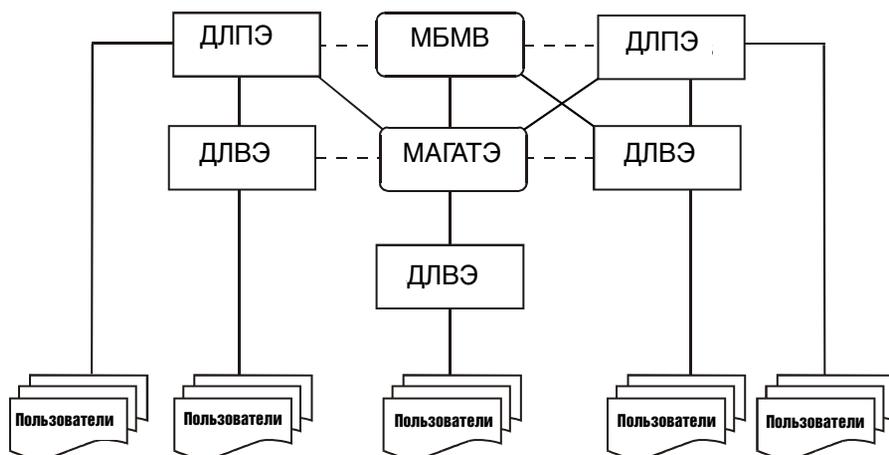


РИС. 3. Международная система измерений (МСИ) для метрологии ионизирующих излучений предусматривает передачу размера единицы приборам пользова-телей от первичных эталонов либо Дозиметрическими лабораториями первичных эталонов (ДЛПЭ) либо, что более часто, от Дозиметрических лабораторий вторичных эталонов (ДЛВЭ), непосредственно связанных с Международным бюро мер и весов (МБМВ), ДЛПЭ, либо от ДЛВЭ, входящих в сеть ДЛВЭ, созданную МАГАТЭ совместно с ВОЗ. Большинство ДЛВЭ стран, не являющихся членами Метрической конвенции, получают размер единицы свои эталонов через МАГАТЭ. Пунктирные линии означают сличения первичных и вторичных эталонов.

обеспечивать единообразие в подходах к метрологии во всем мире. В радиационной дозиметрии ДЛПЭ многих стран-членов Метрической конвенции разработали первичные эталоны для радиационных измерений (табл.1), которые сравниваются с МБМВ и другими ДЛПЭ. Однако во всем мире имеются только около 20 стран с ДЛПЭ, и они не

ТАБЛИЦА 1. КЛАССИФИКАЦИЯ ПРИБОРОВ И ПОВЕРОЧНЫХ ЛАБОРАТОРИЙ (по документу. [33])

Классификация приборов	Поверочные лаборатории
<p>Первичный эталон Прибор с высокими метрологическими характеристиками, который позволяет воспроизводить размер единицы величины, согласно ее определению, точность которого подтверждается сравнением с соответствующими эталонами других институтов этого же уровня.</p>	<p>Дозиметрическая лаборатория первичных эталонов (ДЛПЭ) Аккредитованная на национальном уровне лаборатория, уполномоченная правительством для хранения, поддержания и совершенствования первичных эталонов в области радиационной дозиметрии.</p>
<p>Вторичных эталон Прибор, откалиброванный методом сравнения по первичному эталону</p>	<p>Дозиметрическая лаборатория вторичных эталонов (ДЛВЭ) Дозиметрическая лаборатория, определенная компетентными органами для проведения поверочных работ, которая оборудована, по крайней мере, одним вторичным эталоном, который калибруется по первичному эталону.</p>
<p>Национальный эталон Эталон, признанный решением официального национального органа как исходное средство для определения величины в стране для всех других эталонов данной величины.</p>	
<p>Образцовый прибор* Прибор с высокими метрологическими характеристиками, применяемый для данного региона и являющийся исходным для данного региона.</p>	
<p>Рабочий прибор Измерительный прибор, используемый для рутинных измерений и который калибруется относительно образцового прибора.</p>	

* См. предисловие к изданию на русском языке.

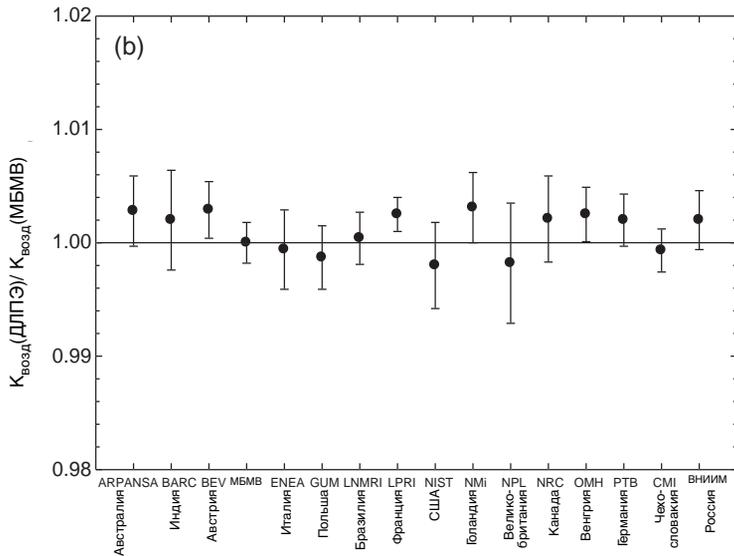
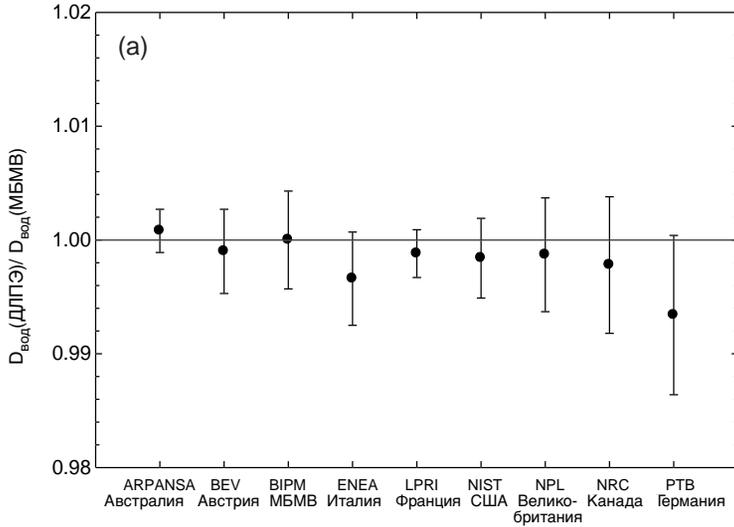


РИС. 4 (а). Результаты сравнений эталонов поглощенной дозы в воде в пучке ^{60}Co МБМВ [48]. Результаты отнесены к значению, полученному МБМВ, и являются наиболее поздними для каждого метрологического института. Самое раннее значение датировано 1989 г. Разброс отклонений представляет относительную стандартную неопределённость поглощённой дозы в воде для каждого института. Информация о первичных эталонах, используемых ДЛПЭ, дана в табл.2. Рис. 4б. Результаты сравнений эталонов воздушной кермы в пучках ^{60}Co МБМВ [48]. Результаты отнесены к значению, полученному МБМВ, и являются наиболее поздними для каждого метрологического института. Разброс отклонений представляет относительную стандартную неопределённость определения воздушной кермы для каждого института.

могут калибровать большое число дозиметров, которые используются во всем мире. Эти национальные лаборатории, которые хранят первичные эталоны, калибруют вторичные эталоны ДЛВЭ (табл.1), которые в свою очередь калибруют приборы для абсолютной дозиметрии пользователей (некоторые ДЛПЭ также калибруют приборы пользователей).

2.1.1. Сеть ДЛВЭ МАГАТЭ и ВОЗ

Основная роль ДЛВЭ организовать связь между ДЛПЭ и пользователями ионизирующих излучений путем передачи размера единицы от первичного эталона к дозиметру пользователя [35]. В 1976 году была организована сеть МАГАТЭ для объединения усилий МАГАТЭ и ВОЗ, чтобы обеспечивать калибровки дозиметров пользователя, осуществляя связь между пользователем и первичным эталоном, в основном для стран, которые не являются членами Метрической конвенции. В 1998 году сеть включила в себя 70 лабораторий и 6 ДЛВЭ национальных организаций в 58 странах – членах МАГАТЭ, из которых более половины – развивающиеся страны. Сеть ДЛВЭ также включает в себя 16 присоединенных членов (филиалов), среди которых МБМВ, несколько национальных ДЛПЭ, МКРЕ и другие национальные организации, которые обеспечивают поддержку сети [36].

2.2. ЭТАЛОНЫ ЕДИНИЦЫ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ

Существует три основных общепринятых метода, используемых для абсолютного определения поглощенной дозы в воде: калориметрия, химический и ионизационный методы дозиметрии. В настоящее время только эти методы дают достаточную точность, чтобы быть положенными в основу первичных эталонов для измерений поглощенной дозы в воде [29]. ДЛПЭ разработали различные экспериментальные методы для создания эталонов поглощенной дозы в воде. Ниже представлены краткое описание этих эталонов и результаты международных сличений результатов измерений поглощенной дозы в воде.

Большинство первичных эталонов поглощенной дозы в воде ДЛПЭ работают с гамма-излучением ^{60}Co , однако, некоторые работают также и с другими видами излучения, такими, как фотоны высоких энергий, электроны и киловольтное рентгеновское излучение. Первичные эталоны, работающие с гамма-излучением ^{60}Co и пучками фотонов и электронов, получаемых на ускорителях, основаны на следующих методах:

- Первичный эталон на основе ионизационной камеры содержит графитовую полостную камеру с точно известным объемом и сконструированную так, чтобы выполнить как можно точнее требования Брегга-Грея к детекторам. Камера располагается в воде и поглощенная доза в воде на опорной глубине получается с использованием значения средней энергии ионообразования в воздухе, находящемся в полости [37].
- Графитовый калориметр, разработанный Domen и Lamperti [38], используется различными ДЛПЭ с небольшими модификациями для определения поглощенной дозы в графите в графитовом фантоме. Переход к поглощенной дозе в воде в опорной точке водного фантома может быть выполнен различными путями, например с применением масштабной теоремы или измерениями, основанными на теории ионизации в полости [39,40].
- Водный калориметр предоставляет возможность более прямого определения поглощенной дозы в воде в опорной точке водного фантома. Запаянный водный объем [41,42] состоит из маленького стеклянного сосуда, содержащего очень чистую воду и детектор-термистор. Важно, чтобы вода была очень чистой, так как тепловой дефект воды сильно зависит от находящихся в ней примесей. В запаянной конструкции очень чистая вода может быть насыщена различными газами, чтобы создать смесь, для которой тепловой дефект имеет хорошо определенное и стабильное значение.
- Водный калориметр с дозиметром Фрике [43] лежит в основе измерений увеличения средней температуры, вызванного поглощением фотонов высоких энергий. Вода непрерывно перемешивается и определяется поглощенная доза в воде, усредненная по объему сосуда. Раствор Фрике калибруется облучением в тех же условиях, и поглощенная доза в воде в опорной точке водного фантома получается, используя дозиметр Фрике как эталон сравнения.
- В эталоне поглощенной дозы в воде на основе дозиметра Фрике определяется чувствительность раствора Фрике, используя полное поглощение пучка электронов в растворе [44]. Зная точно энергию электронов, ток пучка и поглощающую массу, можно определить полную поглощенную энергию и отнести ее к изменению оптического поглощения раствора Фрике, измеренному спектрофотометрически. Поглощенная доза в воде в опорной точке водного фантома получается, используя дозиметр Фрике как эталон сравнения.

Методы, описанные выше, не применяются ДЛПЭ в первичных эталонах для пучков киловольтного рентгеновского излучения.

Абсолютные измерения поглощенной дозы в воде для киловольтных рентгеновских пучков основаны исключительно на использовании экстраполяционных ионизационных камер [45].

Сравнения первичных эталонов поглощенной дозы в воде выполнены только в последнее десятилетие [29, 46, 47], в то время как сравнения первичных эталонов воздушной кермы имеют более длинную историю. Результаты сравнения первичных эталонов поглощенной дозы в воде для излучения ^{60}Co , выполненные МБМВ, приведены в [48], (см. рис. 4а). Получено хорошее согласие в пределах относительных стандартных неопределённостей, оцененных каждой ДЛПЭ. Сравнения первичных эталонов воздушной кермы для излучения ^{60}Co показывает подобное стандартное отклонение (рис. 4б). Однако первичными эталонами воздушной кермы всех ДЛПЭ являются графитовые полостные ионизационные камеры, а поправочные коэффициенты используются строго согласованными. Как можно видеть из табл.2, ДЛПЭ при сравнении поглощенной дозы в воде использовали разные методов определения, в которых были не коррелируемые или слегка коррелируемые неопределённости и ввели систему, которая получилась более надёжная, чем первичные эталоны воздушной кермы, и менее восприимчивая к неизвестным систематическим влияниям.

ТАБЛИЦА 2. ПЕРВИЧНЫЕ ЭТАЛОНЫ, ИСПОЛЬЗОВАННЫЕ В СРАВНЕНИЯХ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ В МБМВ

ДЛПЭ	Первичный эталон	ДЛПЭ	Первичный эталон
BIPM	Ионизационная камера	NIST (США)	Запаянный водный калориметр
ARPANSA (Австралия)	Графитовый калориметр	NPL (Великобритания)	Графитовый калориметр
BEV (Австрия)	Графитовый калориметр	NRC (Канада)	Запаянный водный калориметр
ENEA (Италия)	Графитовый калориметр	PTB (Германия)	Дозиметр Фрике
LPRI (Франция)	Графитовый калориметр		

3. МЕТОДИКА, ОСНОВАННАЯ НА ПРИМЕНЕНИИ ВЕЛИЧИНЫ $N_{D,w}$

Методику определения поглощённой дозы в воде в пучках фотонов и электронов высокой энергии, при использовании ионизационной камеры или дозиметра, откалиброванных по поглощённой дозе в воде в пучке гамма-излучения ^{60}Co , подробно рассмотрел Hohlfield [27]. Дополнительная работа по этой теме и разработка методики проведены Andreo [20] и Rogers [28]. Процедура определения поглощённой дозы в воде, основанная на эталонах единицы поглощённой дозы в воде, была реализована в национальных рекомендациях по дозиметрии [49-51]. Она также включена в рекомендации МАГАТЭ для плоскопараллельных ионизационных камер [21].

3.1. МЕТОДИКА

Поглощённая доза в воде на опорной глубине z_{ref} в воде для опорного качества пучка Q_0 при отсутствии камеры, задается выражением:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad (1)$$

где M_{Q_0} показание дозиметра в стандартных условиях, используемых в поверочной лаборатории, N_{D,w,Q_0} – калибровочный коэффициент дозиметра по поглощённой дозе в воде, полученный из поверочной лаборатории. В большинстве случаев, условия измерения в клинике не совпадают со стандартными условиями, используемыми при калибровке, что влияет на показания дозиметра. Поэтому необходимо четко различать стандартные условия, используемые в поверочной лаборатории, и условия измерений в клинике.

3.1.1. Стандартные условия

Калибровочный коэффициент для ионизационной камеры, облученной в стандартных условиях, представляет собой отношение принятого за истинное значение измеряемой величины к полученному значению⁸.

⁸ Принятое за истинное значение величины (conventional true value of quantity) - это значение, относящееся к определенному качеству и принятое, иногда условно, как имеющее неопределённость, удовлетворяющую данной цели. Эту величину называют также номинальным значением (assigned value), наилучшей оценкой значения (best estimate), общепринятым значением (conventional value) или стандартным, опорным (reference) значением [52]. В данной лаборатории или больнице в качестве истинного значения может быть принято значение, воспроизведенное эталоном. Зачастую, используется среднее из нескольких измерений величины для того, чтобы установить истинное значение.

Стандартные условия описываются набором значений величин, влияющих на показания дозиметра, для которых калибровочный коэффициент применяется без внесения дополнительных поправок. Стандартными условиями для калибровок по поглощённой дозе в воде являются: геометрическое расположение (расстояние и глубина), размер поля, материал и размеры облучаемого фантома, температура, давление и относительная влажность окружающей среды.

3.1.2. Величины, влияющие на показания дозиметра

Эти величины не являются предметом измерения, но влияют на измеряемую величину. Они могут иметь различную природу (например, давление, температура и напряжение собирания ионов в камере). Они могут зависеть от дозиметра (износ, плавание нуля, прогрев), или могут быть величинами, относящимися к радиационному полю (качество пучка, мощность дозы, размер поля, глубина в фантоме).

При калибровке ионизационной камеры или дозиметра следует учитывать множество различных величин. Однако многие из них нельзя учесть непосредственно, например, давление воздуха и влажность, а также мощность дозы гамма-излучения ^{60}Co . Их влияние учитывают путем применения соответствующих коэффициентов. Предполагая, что эти величины действуют независимо друг от друга, можно применить произведение поправочных коэффициентов, Pk_i . Здесь каждый поправочный коэффициент k_i относится только к одной влияющей величине. k_i принимается независимым для обычных поправок на давление и температуру, полярность напряжения, эффективность сбора ионов, и т.д., которые рассматриваются в разд. 4.

Отклонение от качества опорного пучка Q_0 , используемого для калибровки ионизационной камеры, может также рассматриваться как влияющая величина. Поэтому измерения при качестве пучка, отличного от опорного Q_0 , требуют введения поправочного коэффициента. В этих рекомендациях качество пучка учитывается коэффициентом k_{Q,Q_0} , который не включен в k_i . Поправка на качество радиационного пучка подробно описывается ниже.

3.2. ПОПРАВКА НА КАЧЕСТВО ПУЧКА, k_{Q,Q_0}

Если дозиметр используется в пучке качества Q , отличном от использованного при его калибровке Q_0 , то значение поглощённой дозы в воде задается выражением:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (2)$$

где коэффициент k_{Q,Q_0} вносит поправку на различие между опорным качеством пучка Q_0 и пучком пользователя качества Q . При этом показание дозиметра M_Q скорректировано на стандартные значения влияющих величин, (кроме качества пучка), для которых калибровочный коэффициент является правильным.

Поправочный коэффициент на качество пучка k_{Q,Q_0} определяется как отношение калибровочных коэффициентов по поглощённой дозе в воде при качествах Q и Q_0 .

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{D_{w,Q}/M_Q}{D_{w,Q_0}/M_{Q_0}} \quad (3)$$

Наиболее общим опорным качеством Q_0 , используемым для калибровки ионизационных камер, является гамма - излучение ^{60}Co . Для этого случая в данном документе используется символ k_Q . В некоторых поверочных лабораториях для целей калибровки используются непосредственно пучки фотонов и электронов высокой энергии. В этих случаях используется символ k_{Q,Q_0} .

Было бы идеальным, непосредственно измерить поправочный коэффициент на качество излучения для каждой камеры при таком же качестве пучка, что и у пользователя. Однако, для большинства поверочных лабораторий это недостижимо. Подобные измерения могут быть проведены только в лабораториях, имеющих доступ к пучкам с соответствующим качеством, и используются лишь в нескольких лабораториях в мире. Процедура требует наличия энергетически независимой дозиметрической системы, такой как калориметр, работающей при этих качествах. Связанной с этим проблемой является сложность воспроизведения в поверочной лаборатории качества пучка клинического ускорителя [53].

Если экспериментальные данные отсутствуют, или трудно непосредственно измерить k_{Q,Q_0} для реальных клинических пучков, то в большинстве случаев поправочные коэффициенты можно рассчитать теоретически. Там, где применима теория Брэгга-Грея, выражение для k_{Q,Q_0} может быть получено путем сравнения уравнения (2) с уравнением для $N_{D,air}$, используемым в рекомендациях МАГАТЭ [17, 21] и другими дозиметрическими рекомендациями. Общее выражение для k_{Q,Q_0} приведено в [20, 54]:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,air})_Q (W_{air})_Q P_Q}{(s_{w,air})_{Q_0} (W_{air})_{Q_0} P_{Q_0}} \quad (4)$$

которое справедливо для всех типов высокоэнергетичных пучков и включает соотношения, при качествах Q и Q_0 : отношения тормозных способностей вода/воздух по теории Спенсера-Аттикса, $s_{w,air}$, отношения средней энергии ионообразования в воздухе, W_{air} ⁹, и коэффициентов возмущения p_Q . Полные коэффициенты возмущения p_Q и p_{Q_0} включают все отклонения от идеальных условий детектора по теории Брэгга-Грея, т.е. p_{wall} , p_{cav} , p_{cel} и p_{dis} . Эти коэффициенты возмущения определены в разд. 1.6.

В терапевтических пучках электронов и фотонов основное допущение, что $(W_{air})_Q = (W_{air})_{Q_0}$ ¹⁰ приводит к более простому уравнению для k_{Q,Q_0} [27]:

$$k_{Q,Q_0} \approx \frac{(s_{w,air})_Q}{(s_{w,air})_{Q_0}} \frac{p_Q}{p_{Q_0}} \quad (5)$$

которое зависит только от отношения тормозных способностей в воде и воздухе и коэффициентов возмущения при качествах пучка Q и Q_0 . Единственными рассматриваемыми коэффициентами, относящимися к камере, являются поправочные коэффициенты возмущения p_Q и p_{Q_0} . Следует подчеркнуть, однако, что при сравнении экспериментальных и теоретических определений k_{Q,Q_0} более уместно использовать полное уравнение (4), а не приближенное (5). Возможная зависимость W_{air} от энергии, о чем свидетельствуют некоторые экспериментальные данные (например, [55]), делают необходимым использование в последнем выражении знака приближен (\approx).

Для опорного качества Q_0 гамма-излучения ^{60}Co , значения произведения $(s_{w,air})_{OpQ_0}$ в знаменателе уравнения (4) представлены в прил. II для цилиндрических ионизационных камер, перечисленных в данном документе. Эти значения были использованы для вычисления всех коэффициентов k_{Q,Q_0} , представленных в различных разделах данного документа. Если они нормируются к ^{60}Co ; то используется символ k_Q .

⁹ Следует заметить, что W_{air} , также как и $s_{w,air}$, следует усреднять по всему спектру присутствующих частиц. Это является важным ограничением в случае тяжелых заряженных частиц, у которых определение всего спектра частиц представляет собой сложную задачу.

¹⁰ Заметим, что это такое же допущение, как и независимость $N_{D,air}$ от качества пучка (см. [17])

Для рентгеновского излучения низкой и средней энергии условия Брэгга-Грея неприменимы, поэтому уравнение (4) использовать нельзя. Кроме того, колебания чувствительности различных камер обычно довольно большие (см. разд. 8 и 9). Для излучения такого качества методика основана исключительно на использовании непосредственно измеренных коэффициентов $N_{D,w,Q}$ или k_{Q,Q_0} индивидуально для каждой камеры пользователя.

3.2.1. Модифицированный коэффициент k_{Q,Q_0} для перекрестных калибровок в электронном пучке (cross-calibrations)

Для дозиметров, которые используются в пучках электронов, когда калибровка производилась на гамма-излучении ^{60}Co (качество пучка Q_0) ситуация такая же, как и рассмотренная ранее. Для качества Q пучка электронов пользователя, поправочный коэффициент k_Q задается уравнением (4).

Альтернативой этому является непосредственная калибровка камер в пучках электронов, хотя этот способ редко применяется в настоящее время из-за ограниченной доступности таких калибровок. Однако, проводящаяся разработка первичных эталонов пучков электронов, даст возможность проводить калибровку для набора пучков электронов разных качеств. Из этих калибровочных коэффициентов, можно получить ряд измеренных коэффициентов k_{Q,Q_0} , следуя процедуре, изложенной в разд. 7.5.2 (такая же процедура используется для камер, откалиброванных непосредственно в пучках фотонов высокой энергии и в пучках рентгеновского излучения с низкой и средней энергией).

Третья возможность, которая в отсутствие непосредственной калибровки в пучках электронов является предпочтительной, представляет собой перекрестную калибровку плоскопараллельной камеры по откалиброванной цилиндрической камере в пучке электронов качества Q_{cross} . Коэффициенты $k_{Q,Q_{cross}}$, которые позволяют последующее использование этой камеры в пучке качества Q , являются нетривиальными, поскольку качество такой калибровки Q_{cross} не является единственным и, таким образом, для каждого типа камеры требуется двумерная таблица коэффициентов $k_{Q,Q_{cross}}$.

Однако, возможно представить требуемые данные в одной таблице путем введения произвольного качества пучка электронов Q_{int} , которое является промежуточным между качеством перекрестной калибровки Q_{cross} и качеством пользователя Q (никаких измерений при Q_{int} не делается – это только средство для упрощения представления данных).

Требуемый коэффициент $k_{Q,Q_{cross}}$ оценивается как отношение коэффициентов $k_{Q,Q_{int}}$ и $k_{Q_{cross},Q_{int}}$:

$$k_{Q,Q_{cross}} = \frac{k_{Q,Q_{int}}}{k_{Q_{cross},Q_{int}}} \quad (6)$$

Коэффициент $(k_{Q_{cross},Q_{int}})^{-1}$ переводит действительный калибровочный коэффициент камеры $N_{D,w,Q_{cross}}$ в коэффициент, который применяется при промежуточном качестве Q_{int} . Коэффициент $k_{Q,Q_{int}}$ переводит этот последний коэффициент для качества Q так, что его можно использовать в уравнении (2) для $D_{w,Q}$.

Выражения для $k_{Q,Q_{int}}$ и $k_{Q_{cross},Q_{int}}$ вытекают из уравнения (5), из которого становится ясно, что отношения тормозных способностей и коэффициентов возмущения при Q_{int} сокращаются в уравнении (6). Таким образом, выбираемое значение для Q_{int} является произвольным и в данных практических рекомендациях выбирается $R_{50} = 7,5$ г/см², где R_{50} – характеристика качества электронного пучка (разд. 7). Значения для $k_{Q,Q_{int}}$ и $k_{Q_{cross},Q_{int}}$ вычисленные исходя из этого, приведены в табл. 19 разд. 7.6.1 для ряда типов камер.

Данные табл. 19 подчеркивают другое преимущество этого подхода. Для данных Q и Q_{cross} , значение $k_{Q,Q_{cross}}$ одинаково для всех типов хорошо защищенных плоскопараллельных камер. Для цилиндрических камер оно зависит только от радиуса камеры r_{cyl} . Выбранное значение для Q_{int} минимизирует различия для цилиндрических камер различного радиуса r_{cyl} во всем диапазоне качеств пучка, при которых они используются. Это значение для Q_{int} ($R_{50} = 7,5$ г/см²) согласуется с [51], так что измеренные или вычисленные значения для $k_{Q,Q_{int}}$ и $k_{Q_{cross},Q_{int}}$ можно одинаково использовать в уравнении (6).

Отметим, что вышеуказанный метод может также использоваться для плоскопараллельных или цилиндрических камер, откалиброванных в поверочной лаборатории в электронном пучке единственного качества Q_0 .

3.3. СВЯЗЬ С ПРАКТИЧЕСКИМИ РЕКОМЕНДАЦИЯМИ, ОСНОВАННЫМИ НА ПРИМЕНЕНИИ КОЭФФИЦИЕНТА N_K

Связь между методикой $N_K - N_{D,air}$ (используемой, например, в [17, 21]) и методом $N_{D,w}$ установлена для высокоэнергетичных пучков соотношением:

$$N_{D,w,Q_0} = N_{D,air}(s_{w,air})_{Q_0} P_{Q_0} \quad (7)$$

где Q_0 стандартное качество (гамма-излучение ^{60}Co в предыдущих рекомендациях) и P_{Q_0} полный коэффициент возмущения, определяемый выражением:

$$P_{Q_0} = [P_{\text{dis}} P_{\text{wall}} P_{\text{cav}} P_{\text{cel}}]_{Q_0} \quad (8)$$

Значения различных коэффициентов возмущения приведены в разд.1.6, где было подчеркнуто, что p_{cel} относится исключительно к измерениям в фантоме и его не следует путать с символом, используемым в [17] для учета сложного влияния центрального электрода при измерениях в воздухе и в фантоме. Подобное соотношение можно установить для рентгеновского излучения с низкой и средней энергиями. Подробности сравнения двух методик представлены в прил. I .

Хотя применение расчетного коэффициента N_{D,w,Q_0} не рекомендуется, этот вариант можно использовать временно, с целью практического внедрения данных рекомендаций, пока используются существующие калибровки по воздушной керме. Это будет наиболее общей процедурой для киловольтного рентгеновского излучения до тех пор, пока эталоны единицы поглощённой дозы в воде не станут более распространенными. Подчеркнем, однако, что расчетные калибровочные коэффициенты N_{D,w,Q_0} не привязаны к первичным эталонам единицы поглощённой дозы в воде.

Расчетные N_{D,w,Q_0} можно также использовать для проверки того, что калибровки терапевтического пучка, основанные на двух методиках N_K и $N_{D,w}$, дают приблизительно одинаковую поглощённую дозу в воде в стандартных условиях (см. прил. I). Если это не так, то следует тщательно исследовать причины расхождения, прежде чем применять метод с использованием $N_{D,w}$.

4. РЕАЛИЗАЦИЯ

4.1. ОБЩИЕ ПОЛОЖЕНИЯ

В настоящее время основные усилия в ДЛПЭ сосредоточены на предоставлении калибровочных услуг, исходя из измерений поглощенной дозы в воде ионизационными камерами в пучках гамма-излучения ^{60}Co , и в меньшей степени в высокоэнергетических пучках фотонов и электронов.

В зависимости от поверочной лаборатории, пользователи могут получать калибровочные коэффициенты N_{D,w,Q_0} по различным методикам. Эти методики уточнены ниже для того, чтобы избежать неправильного использования настоящего практического руководства.

- (a) Первый подход заключается в том, чтобы предоставлять пользователям калибровочный коэффициент в опорном пучке качества Q_0 , обычно в пучке гамма-излучения ^{60}Co . Для других энергий, калибровка в опорном пучке дается вместе с непосредственно измеренными поправочными коэффициентами k_{Q,Q_0} на качество пучка для конкретной камеры при характерных энергиях пучка Q . Только лаборатории, имеющие источники излучения и эталоны, работающие при различных качествах пучков, могут предоставлять непосредственно измеренные значения k_{Q,Q_0} для этих энергий. Основное преимущество этого подхода в том, что принимаются во внимание только показания конкретной камеры в водном фантоме, облученном пучками различных типов и энергий. Возможное ограничение, общее с подходом (b) ниже, в различии между качествами пучков, используемых в поверочной лаборатории и аппарате пользователя, которое особенно заметно для высокоэнергетических пучков (см. [53]) и влияние этого фактора все еще является предметом изучения в некоторых ДЛПЭ.
- (b) Альтернативный подход, с практической точки зрения идентичный описанному выше, и отличающийся только представлением данных, заключается в том, чтобы предоставлять ряд калибровок $N_{D,w,Q}$ ионизационной камеры пользователя для качеств пучка Q . Преимущество, однако, заключается в предоставлении данных путем приведения всех калибровочных коэффициентов к единственному калибровочному коэффициенту N_{D,w,Q_0} вместе с непосредственно измеренными значениями k_{Q,Q_0} . После того, как были получены непосредственно измеренные значения k_{Q,Q_0} для конкретной камеры, пользователю нет необходимости проводить

повторную калибровку камеры при всех качествах Q , а только при единственном опорном качестве Q_0 . Энергетическая зависимость камеры может проверяться реже путем проведения калибровки при всех качествах¹¹. К тому же, эту калибровку по одному опорному качеству нет необходимости проводить в той же лаборатории, где были измерены значения k_{Q,Q_0} (обычно ДЛПЭ).

- (с) В третьем подходе пользователю могут предоставить калибровочный коэффициент N_{D,w,Q_0} для ионизационной камеры, обычно для опорного пучка гамма-излучения ^{60}Co , и теоретически полученные поправочные коэффициенты k_{Q,Q_0} на качество пучка для того типа камеры, который должен использоваться при других качествах пучка. Этот метод не учитывает изменения чувствительности от энергии при переходе от камеры к камере данного типа, а вычисления основываются на спецификациях камеры, предоставленных производителями.
- (d) Четвертый подход, предлагаемый некоторыми поверочными лабораториями, заключается в том, чтобы предоставлять единственный измеренный калибровочный коэффициент N_{D,w,Q_0} для данной камеры, полученный при некотором опорном качестве, вместе с типовыми¹² экспериментальными значениями k_{Q,Q_0} для этого типа ионизационной камеры. Этот подход не учитывает возможные изменения характеристик от камеры к камере внутри данного типа камер. К тому же, к настоящему времени имеется только ограниченные экспериментальные данные по коэффициентам k_{Q,Q_0} для большинства произведенных камер. Этот подход имеет много общего с пунктом (с) выше, и, если для данного типа камеры, теоретические значения k_{Q,Q_0} проверяются экспериментально в поверочной лаборатории для большого количества видов камер, то теоретические значения можно полагать соответствующими среднему значению.

Полагаясь на эти описания, даются следующие предложения для следования этим практическим рекомендациям:

¹¹ См. разд. 4.3 с рекомендациями по частоте проведения калибровок дозиметров.

¹² В данном контексте, типовые, обозначает факторы, принадлежащие конкретному типу ионизационной камеры, предоставленные данным производителем.

- (1) Подход (а), или его эквивалент (б), являются предпочтительными альтернативами, хотя признается, что для пучков, отличных от гамма-излучения ^{60}Co , такие возможности ограничены несколькими ДЛПЭ.
- (2) Подход (с) рекомендуется тем пользователям, которые не имеют доступа к непосредственно измеренным значениям k_Q или k_{Q,Q_0} при различных энергиях пучка в поверочной лаборатории. Использование гамма-излучения ^{60}Co в качестве опорного качества при определении $N_{D,w}$ является особенно свойственным ДЛВЭ, где исключена возможность обладания ускорителем. Этот подход представляет собой наиболее общую практику сегодня и благоприятствует использованию теоретических коэффициентов k_Q (т.е. k_{Q,Q_0} с использованием гамма-излучения ^{60}Co в качестве Q_0), определенных согласно уравнениям (4) или (5).
- (3) Подход (d) является альтернативой пункту (с), только когда значения k_Q или k_{Q,Q_0} были получены поверочной лабораторией для большого числа типов ионизационных камер и когда мало стандартное отклонение различий от камеры к камере. Это обычно выполняется для камер, являющихся вторичными эталонами (см. [7]), таких как измеренные в NPL (Великобритания), см. рис. 5 [60]. Типовые экспериментальные значения k_Q или k_{Q,Q_0} , вне определенные поверочных лабораториях, не рекомендуются к использованию.
- (4) Дозиметрия рентгеновского излучения низких и средних энергий должна основываться на подходах (а) или (б) с диапазоном значений Q , выбранным настолько схожим, насколько возможно, тем энергиям пучков, которые будут использоваться в клинике.
- (5) До тех пор пока существуют ограниченные возможности для установления экспериментальных значений коэффициентов $N_{D,w,Q}$ поверочными лабораториями в протонных пучках и пучках тяжелых ионов, теоретический подход (с) является единственной рекомендацией для использования в таких пучках.

4.2. ОБОРУДОВАНИЕ

В настоящем практическом руководстве рассматриваются только ионизационные методы измерения для градуировки дозиметров. Требования, предъявляемые к оборудованию, близки к тем, которые отражены в [17] и [21], а также в документе МЭК № 60731 [7] для дозиметров с ионизационными камерами. Использование этих документов, хотя и разработанных для фотонного и электронного излучений, может быть распространено на другие типы излучений, включенных в это

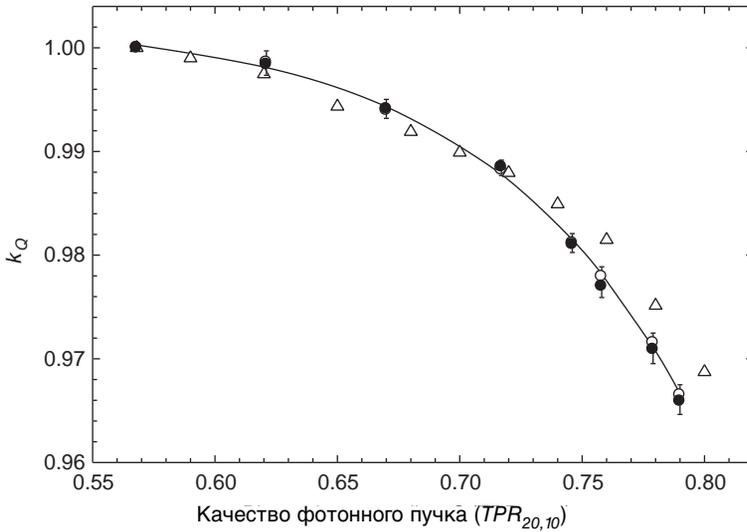


РИС. 5. Средние значения при различных энергиях фотонного пучка, измеренные в NPL для вторичного эталона ионизационными камерами типа NE 2561 (кружки) и NE 2611 (закрашенные кружки) [60]. Сплошная линия является сигмоидальным приближением к экспериментальным данным. Черточки неопределенностей представляют изменения от камеры к камере, определенные как стандартные отклонения 13 видов NE 2561 (верхняя половина) и 11 видов NE 2611 (нижняя половина) камер. Значения k_Q нормированы на $TPR_{20,10}$ величиной 0,568 (пучок ^{60}Co в NPL). Рассчитанные значения k_Q для этих камер, представленные в табл. 14, включены для сравнения (треугольники); заметьте, что рассчитанные значения не различаются для двух типов камер.

практическое руководство. Данный раздел содержит только общие требования, предъявляемые к оборудованию; специфические особенности инструментария, который применим к каждому виду излучения, будут рассматриваться в соответствующем разделе.

Ионизационная дозиметрическая система для лучевой терапии содержит следующие компоненты:

- одно или несколько устройств с ионизационными камерами, которые включают электрическое постоянное подсоединение к кабелю, и предназначенные для различных целей (например, для различных энергий излучения),
- измерительное устройство (электрометр), часто калибруемый отдельно в единицах заряда или тока на деление шкалы,

- (с) один или несколько фантомов с водонепроницаемыми насадками,
- (d) Дозиметрическая система должна также включать одно или несколько устройств для проверки стабильности.

4.2.1. Ионизационные камеры

Ионизационные камеры цилиндрического типа могут использоваться для калибровки радиотерапевтических пучков среднего диапазона энергий рентгеновского излучения свыше 80 кВ и СПО (слой половинного ослабления) 2 мм алюминия, гамма излучения ^{60}Co , 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 этом диапазоне энергий, поскольку они надежны и просты в использовании для измерений в водном фантоме. Объем полости камеры может находиться в пределах от 0.1 см^3 до 1 см^3 . Этот диапазон размеров представляет собой компромисс между потребностью в достаточной чувствительности и способностью измерять дозу в точке. Эти требования встречаются в цилиндрических камерах с внутренним диаметром воздушной полости не превышающим примерно 7 мм и внутренней длиной не более чем примерно 25 мм. При использовании, камера должна быть установлена таким образом, чтобы флюенс излучения был примерно одинаковым по всему поперечному сечению полости камеры. Поэтому длина полости устанавливает нижний предел на размер поля, в котором можно проводить измерения.

Конструкция камеры должна быть настолько однородной, насколько это возможно, но считается, что по техническим причинам центральный электрод будет делаться из материала отличного от материала стенок. Действительно, выбор материалов может играть важную роль, чтобы гарантировать незначительное изменение чувствительности камеры от энергии излучения. Также важно для воздушной полости, чтобы она не была изолированной; она должна быть сконструирована так, чтобы могла быстро уравниваться с температурой окружающего воздуха и давлением.

Выбирая цилиндрическую ионизационную камеру, пользователю следует уделить внимание тому, будет ли она использоваться в качестве инструмента для калибровки в поверочной лаборатории и затем использоваться для калибровки пучка пользователя, или в качестве рабочего инструмента (откалиброванная по камере, прошедшей калибровку в поверочной лаборатории и обычно используемая для повседневных измерений). Ионизационные камеры с графитовыми стенками обычно имеют лучшую долгосрочную стабильность и более

одинаковую чувствительность, чем ионизационные камеры с пластиковыми стенками, однако, последние являются более прочными и поэтому более подходящими для повседневных измерений. Влажный воздух, с другой стороны, может влиять на чувствительность камеры, особенно для камер со стенками из нейлона или А-150 [61]. Поскольку ионизационная камера является инструментом высокой точности, следует уделять внимание тем типам камер поведение которых было достаточно хорошо изучено в радиотерапевтических пучках. Характеристики некоторых цилиндрических ионизационных камер представлены в табл. 3.

Использование плоскопараллельных ионизационных камер в высокоэнергетических электронных и фотонных пучках подробно описано в [21]. Плоскопараллельные камеры рекомендованы к использованию при всех энергиях электронов, а ниже 10 МэВ их использование является обязательным. Для фотонных пучков, они подходят для абсолютных измерений, только когда имеется калибровка по поглощенной дозе в воде для пучка пользователя. Они также подходят для относительной дозиметрии в протонных пучках и пучках тяжелых ионов, особенно для пучков, имеющих узкий пик Брэгга. Желательно, чтобы камера была пригодна для использования в воде, а конструкция должна быть настолько однородной и водозэквивалентной, насколько возможно. Особенно важны эффекты обратного рассеяния от задней стенки камеры. Камеры, предназначенные для измерений в пластиковых фантомах, должны быть эквивалентны материалу фантом, насколько возможно. Некоторые камеры, однако, имеют конструкцию, которая включает отдельные материалы, приводящее к значительному отклонению от однородности. В таких случаях не существует простого правила для выбора типа камеры и материала фантома.

Одним из основных преимуществ плоскопараллельных камер для дозиметрии электронных пучков является возможность минимизации эффектов рассеяния. Плоскопараллельные ионизационные камеры могут быть сконструированы таким образом, чтобы камера имела преимущественную чувствительность к флюенсу электронов, падающих сквозь переднее окошко, а вклад электронов, проникающих через боковые стенки, был незначительным. Такая конструкция оправдывает введение эффективной точки измерения камеры, P_{eff} , на внутренней поверхности входного окна, в центре окна для всех видов пучков и глубин. Поэтому для практических целей удобно выбирать эффективную точку камеры в том же месте. Для того, чтобы выполнить в приемлемом приближении требования относительно эффектов возмущения рассеянием и P_{eff} , плоскопараллельные камеры должны иметь полость в виде «блина» или диска, в которой отношение диаметра полости к высоте полости должно

быть большим (предпочтительно в 5 раз или более). Кроме того, диаметр собирающего электрода не должен превышать 20 мм, для того чтобы уменьшить искажение радиального профиля пучка. Высота полости не должна превышать 2 мм, а собирающий электрод должен быть окружен защитным электродом, имеющим ширину не менее чем 1,5 от высоты полости. К тому же, толщина входящего окошка должна быть ограничена максимальной величиной 0,1 г/см² (или 1 мм полиметил метакрилат ПММА), для того, чтобы было возможным проводить измерения на малых глубинах. Также необходимо для воздушной полости иметь отдушину так, чтобы она быстро уравнивалась с окружающей температурой и давлением воздуха. Характеристики некоторых плоскопараллельных ионизационных камер для дозиметрии электронных пучков представлены в табл. 4. Эти камеры могут также использоваться для относительной дозиметрии в фотонных пучках (см. [21]), терапевтических протонных пучках и пучках тяжелых ионов.

Ионизационные камеры для измерения низкоэнергетического рентгеновского излучения также должны быть плоскопараллельного типа. Камера должна иметь входное окошко, состоящее из тонкой мембраны толщиной в пределах 2-3 мг/см². При использовании в пучках выше 50 кВ камера вероятно должна иметь дополнительную пластиковую фольгу, присоединенную к окошку, чтобы обеспечивать электронное равновесие первичного пучка и отфильтровывать вторичные электроны, порожденные приспособлениями, ограничивающими пучок (см. табл. 24). При использовании, окно камеры устанавливается на одном уровне с поверхностью фантома. Фантом и фольги должны поставляться вместе с камерой при отправке ее для калибровки. Для того, чтобы уменьшить зависимость показаний камеры от формы спектра рентгеновского излучения, её чувствительность должна меняться менее чем на 5 % во всем используемом энергетическом диапазоне. Характеристики некоторых плоскопараллельных ионизационных камер, используемых для дозиметрии рентгеновского излучения при низких энергиях, представлены в табл. 5.

4.2.2. Измерительные приспособления

Измерительные приспособления для измерения тока (или заряда) включают электрометр и блок питания для ионизационной камеры. Предпочтительно, чтобы электрометр имел цифровой дисплей и был бы способен на четырехзначное разрешение (т.е. разрешение в 0.1 % на показание). Изменение в отклике не должно превышать ± 0.5 % в течение 1 года (долговременная стабильность).

ТАБЛИЦА 3. ХАРАКТЕРИСТИКИ ИОНИЗАЦИОННЫХ КАМЕР ЦИЛИНДРИЧЕСКОГО ТИПА (как заявлено производителем)

Тип ионизационной камеры ^a	Объем полости (см ³)	Длина полости (мм)	Радиус полости (мм)	Материал стенки	Толщина стенки (г/см ²)	Материал равновесного колпачка ^{b,c}	Толщина равновесного колпачка ^{b,c} (г/см ²)	Материал центрального электрода ^c	Водо-непроницаемость
Capintec PR-05P mini	0,07	5,5	2,0	C-552	0,220	полистерен	0,568	C-552	нет
Capintec PR-05 mini	0,14	11,5	2,0	C-552	0,220	полистерен	0,568	C-552	нет
Capintec PR-06C/G Farmer	0,65	22,0	3,2	C-552	0,050	C-552	0,924	C-552	нет
Capintec PR-06C/G Farmer	0,65	22,0	3,2	C-552	0,050	полистерен	0,537	C-552	нет
Capintec PR-06C/G Farmer	0,65	22,0	3,2	C-552	0,050	ПММА ^d	0,547	C-552	нет
Exradin A2 Spokas (2 мм колпачок)	0,53	11,4	4,8	C-552	0,176	C-552	0,352	C-552	да
Exradin T2 Spokas (4 мм колпачок)	0,53	11,4	4,8	A-150	0,113	A-150	0,451	A-150	да
Exradin A1 mini Shonka (2 мм колпачок)	0,05	5,7	2,0	C-552	0,176	C-552	0,352	C-552	да
Exradin T1 mini Shonka (4 мм колпачок)	0,05	5,7	2,0	A-150	0,113	A-150	0,451	A-150	да
Exradin A12 Farmer	0,65	242	3,1	C-552	0,088	C-552	0,493	C-552	да
Far West Tech IC-18	0,1	9,5	2,3	A-150	0,183	A-150	0,386	A-150	нет
FZH TK 01	0,4	12,0	3,5	Делрин	0,071	Делрин	0,430		да

ТАБЛИЦА 3. (продолж.)

Nuclear Assoc. 30-750	0,03	3,6	2,0	С-552	0,068			С-552	да
Nuclear Assoc. 30-749	0,08	4,0	3,0	С-552	0,068			С-552	да
Nuclear Assoc. 30-744	0,13	5,8	3,0	С-552	0,068			С-552	да
Nuclear Assoc. 30-716	0,25	10,0	3,0	С-552	0,068			С-552	да
Nuclear Assoc. 30-753	0,25	9,0	3,1	С-552	0,068	Делрин	0,560	С-552	да
Farmer укороченная									
Nuclear Assoc. 30-751 Farmer	0,69	23,0	3,1	Делрин	0,056	Делрин	0,560	Алюминий	да
Nuclear Assoc. 30-752 Farmer	0,69	23,0	3,1	Графит	0,072	Делрин	0,560	Алюминий	да
NE 2515	0,2	7,0	3,0	Туфнол	0,074	ПММА	0,543	Алюминий	нет
NE 2515/3	0,2	7,0	3,2	Графит	0,066	ПММА	0,543	Алюминий	нет
NE 2577	0,2	8,3	3,2	Графите	0,066	Делрин	0,552	Алюминий	нет
NE 2505 Farmer	0,6	24,0	3,0	Туфнол	0,075	ПММА	0,545	Алюминий	нет
NE 2505/A Farmer	0,6	24,0	3,0	Нейлон 66	0,063	ПММА	0,545	Алюминий	нет
NE 2505/3, 3A Farmer	0,6	24,0	3,2	Графит	0,065	ПММА	0,551	Алюминий	нет
NE 2505/3, 3B Farmer	0,6	24,0	3,2	Нейлон 66	0,041	ПММА	0,551	Алюминий	нет
NE 2571 Farmer	0,6	24,0	3,2	Графит	0,065	Делрин	0,551	Алюминий	нет
NE 2581 Farmer (ПММА cap)	0,6	24,0	3,2	А-150	0,041	ПММА	0,584	А-150	нет
NE 2581 Farmer (полистереновый колпачок)	0,6	24,0	3,2	А-150	0,041	полистерен	0,584	А-150	нет
NE 2561/ 2611 Sec. Std	0,33	9,2	3,7	Графит	0,090	Делрин	0,600	Алюминий (польй)	нет
PTW 23323 micro	0,1	12,0	1,6	ПММА ^e	0,197	ПММА	0,357	Алюминий	да
PTW 23331 rigid	1,0	22,0	4,0	ПММА ^e	0,060	ПММА	0,345	Алюминий	нет
PTW 23332 rigid	0,3	18,0	2,5	ПММА ^e	0,054	ПММА	0,357	Алюминий	нет
PTW 23333 (3 мм колпачок)	0,6	21,9	3,1	ПММА ^e	0,059	ПММА	0,356	Алюминий	нет

ТАБЛИЦА 3. (продолж.)

PTW 23333 (4.6 мм колпачок)	0,6	21,9	3,1	ПММА ^e	0,053	ПММА	0,551	Алюминий	нет
PTW 30001 Farmer	0,6	23,0	3,1	ПММА ^e	0,045	ПММА	0,541	Алюминий	нет
PTW 30010 Farmer	0,6	23,0	3,1	ПММА ^e	0,057	ПММА	0,541	Алюминий	нет
PTW 30002/30011 Farmer	0,6	23,0	3,1	Графит	0,079	ПММА	0,541	Графит	нет
PTW 30004/30012 Farmer	0,6	23,0	3,1	Графит	0,079	ПММА	0,541	Алюминий	нет
PTW 30006/30013 Farmer	0,6	23,0	3,1	ПММА ^e	0,057	ПММА	0,541	Алюминий	да
PTW 31002 flexible	0,13	6,5	2,8	ПММА ^e	0,078	ПММА	0,357	Алюминий	да
PTW 31003 flexible	0,3	16,3	2,8	ПММА ^e	0,078	ПММА	0,357	Алюминий	да
PTW 31006 PinPoint	0,015	5,0	1,0	PMMA ^e	0,078			Сталь	да
PTW 31014 PinPoint	0,015	5,0	1,0	Графит	0,086			Алюминий	да
SNC 100700-0 Farmer	0,6	24,4	3,1	ПММА	0,060	ПММА	0,536	Алюминий	нет
SNC 100700-1 Farmer	0,6	24,4	3,1	Графит	0,085	ПММА	0,536	Алюминий	нет
Victoreen Radocon III 550	0,3	4,3	2,5	Делрин	0,529		0,536		нет
Victoreen Radocon II 555	0,1	23,0	2,4	Полистирол	0,117	ПММА	0,481		нет
Victoreen 30-348	0,3	18,0	2,5	ПММА	0,060	ПММА	0,360		нет
Victoreen 30-351	0,6	23,0	3,1	ПММА	0,060	ПММА	0,360		нет
Victoreen 30-349	1,0	22,0	4,0	ПММА	0,060	ПММА	0,360		нет
Victoreen 30-361	0,4	22,3	2,4	ПММА	0,144	ПММА	0,360		нет
Scdx-Wellhöfer CC01	0,01	3,6	1,0	C-552	0,088			Сталь	да
Scdx-Wellhöfer CC04/IC04	0,04	3,6	2,0	C-552	0,070			C-552	да
Scdx-Wellhöfer CC08/IC05/IC060,08		4,0	3,0	C-552	0,070			C-552	да
Scdx-Wellhöfer CC13/IC10/IC150,13		5,8	3,0	C-552	0,070			C-552	да

ТАБЛИЦА 3. (продолж.)

Scdx-Wellhöfer CC25/IC25	0,25	10,0	3,0	C-552	0,070			C-552	да
Scdx-Wellhöfer FC23-C/IC28	0,23	8,8	3,1	C-552	0,070	POM ^f	0,560	C-552	да
Farmer shortened									
Scdx-Wellhöfer FC65-									
P/IC 69 Farmer	0,65	23,1	3,1	POM ^f	0,057	POM	0,560	Алюминий	да
Scdx-Wellhöfer FC65-									
G/IC 70 Farmer	0,65	23,1	3,1	Графит	0,073	POM	0,560	Алюминий	да

^a Некоторые камеры не удовлетворяют минимальным требованиям, изложенным в разд. 4.2.1. Однако, они включены, т.к. используются в клинической практике.

^b Для определения дозы на основе эталонов единицы поглощенной дозы информация о равновесном колпачке не требуется.

^c Пробел говорит об отсутствии информации.

^d ПММА – полиметилметакрилат (C₅H₈O₂), известен также как акрил. Коммерческие названия: люцит, плексглас, перспекс.

^e Стенки большинства камер изготавливаются из непроводящих материалов. На внутренние поверхности стенок наносится проводящий слой из графита.

^f Делрин является коммерческим названием полиоксиметилена (CH₂O).

ТАБЛИЦА 4. ХАРАКТЕРИСТИКИ ИОНИЗАЦИОННЫХ КАМЕР ПЛСКОПАРАЛЛЕЛЬНОГО ТИПА (в сокращении из [21])

Тип ионизационной камеры ^a	Материалы	Толщина окна	Расстояние между электродами	Диаметр собирающего электрода	Ширина охранного кольца	Рекомендуемый материал фантома
NACP01 (Scanditronix) Calcam-1 (Dosetek)	Графитовое окно и боковые стенки, графитированный электрод Графитовая задняя стенка, корпус из рексолита	90 мг/см ² 0,5 мм	2 мм	10 мм	3 мм	Полистирол, графит, вода (с водонепроницаемой насадкой)
NACP02 (Scanditronix) Calcam-2 (Dosetek)	Графитовое окно и боковые стенки, графитированный электрод, миларовая фольга, корпус из рексолита	104 мг/см ² 0,6 мм	2 мм	10 мм	3 мм	Вода, ПММА
Камера Маркуса PTW 23343 NA 30-329 NE 2534	Окно из графитированной полиэтиленовой фольги, корпус из ПММА	102 мг/см ² 0,9 мм (incl. cap)	2 мм	5.3 мм	0.2 мм	Вода, ПММА
Scdx-Wellhöfer PPC 05	Окно и стенки из C-552, графитированный электрод (PEEK ^b)	176 мг/см ² 1 мм	0.5 мм	10 мм	3.5 мм	Вода
Камера Хольта (Memorial) NA 30-404	Графитированная полистироловая стенка и электрод	416 мг/см ² 4 мм	2 мм	25 мм	5 мм	Полистирол, (phantom integr.)

ТАБЛИЦА 4. (продолж.)

Capintec PS-033	Окно из алюминизированной миларовой пленки,	0,5 мг/см ² 0,004 мм	2,4 мм	16,2 мм	2,5 мм	Полистирол
Exradin 11	Стенки и электроды из проводящей пластмассы Модель P11: полистиролоэквив. Модель A11: C-552, воздухоэквив. Модель T11: A-150, тканеэквив.	P11: 104 мг/см ² 1 мм	2 мм	20 мм	5,1 мм	P11: полистирол, вода
Roos chamber PTV FK6 PTW 34001 Scdx-Wellhöfer PPC 35 Scdx-Wellhöfer PPC 40	ПММА, графитированные электроды	118 мг/см ² 1 мм	2 мм	16 мм	4 мм	Вода PMMA
Attix chamber RMI 449	Окно из проводящей пленки (каптон), графитированный полиэтиленовый собирающий электрод, корпус из “твердой воды”	4,8 мг/см ² 0,025 мм	1 мм (0,7 мм)	12,7 мм	13,5 мм	“Твердая” вода

^a Некоторые камеры не удовлетворяют минимальным требованиям, изложенным в разд. 4.2.1. Однако, они включены, т.к. используются в клинической практике.

^b Polyetheretherketone (C₁₉H₁₈O₃) 1.265 г/см³.

ТАБЛИЦА 5. ХАРАКТЕРИСТИКИ ПЛОСКОПАРАЛЛЕЛЬНЫХ ИОНИЗАЦИОННЫХ КАМЕР, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ДЛЯ ДОЗИМЕТРИИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ПРИ НИЗКИХ ЭНЕРГИЯХ

Тип ионизационной камеры	Объем полости (см ³)	Диаметр собирающего электрода (мм)	Матриал окна	Толщина окна (мг/см ²)
PTW M23342	0,02	3	Polyethylene	2,5
PTW M23344	0,20	13	Polyethylene	2,5
NE 2532/3A	0,03	3	Polyethylene	2,3
NE 2536/3A	0,30	13	Polyethylene	2,3

Электронметр и ионизационная камера могут градуироваться отдельно. Это особенно удобно в центрах, которые имеют несколько электронметров и/или камер. В некоторых случаях, однако, электронметр является неотъемлемой частью дозиметра, тогда ионизационная камера и электронметр градуируются как единое целое.

Должно быть возможным изменять полярность напряжения, чтобы можно было определить эффект полярности ионизационной камеры, и менять напряжение для того, чтобы определять эффективность сбора ионов, как описано в разд. 4.4.3.4.

4.2.3. Фантомы

Вода рекомендуется в практических рекомендациях МАГАТЭ [17, 21] в качестве среды для измерений поглощенной дозы, как для фотонных, так и для электронных пучков, тоже самое рекомендуется и в настоящих рекомендациях. Фантом должен выходить, по крайней мере, на 5 см за все четыре стороны самого большого размера поля, используемого при глубинных измерениях. Также должен быть запас, по крайней мере, 5 г/см² за максимальной глубиной измерения, за исключением рентгеновского излучения среднего диапазона энергий, в этом случае он должен быть, по крайней мере, 10 г/см².

Твердые фантомы в форме пластин, такие как полистерен, ПММА, и некоторые водозэквивалентные пластики, такие как “твердая” вода, “пластиковая” вода, “виртуальная” вода и т.д. (см. [62, 63]), могут использоваться для дозиметрии низкоэнергетических электронных пучков (приблизительно ниже 10 МэВ, см. разд. 7.8) и обычно требуются для низкоэнергетического рентгеновского излучения. Тем не менее, определение дозы всегда должно быть соотнесено с поглощенной дозой в воде на

определённой глубине в однородном водном фантоме. Идеально, материал фантома должен быть водозэквивалентным, то есть, иметь такие же свойства поглощения и рассеяния как вода. Элементный состав (в долях к весу), номинальная плотность и средний атомный номер некоторых общеизвестных фантомных материалов, используемых в качестве заменителей воды, представлены в табл. 6.

Несмотря на их возрастающую популярность, пластиковые фантомы категорически не рекомендуется при калибровках (за исключением низкоэнергетического рентгеновского излучения), так как в основном из-за их использованию 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

ТАБЛИЦА 6. ЭЛЕМЕНТНЫЙ СОСТАВ (ДОЛЯ К ВЕСУ), НОМИНАЛЬНАЯ ПЛОТНОСТЬ И СРЕДНИЙ АТОМНЫЙ НОМЕР ОБЩЕИЗВЕСТНЫХ ФАНТОМНЫХ МАТЕРИАЛОВ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ В КАЧЕСТВЕ ЗАМЕНИТЕЛЕЙ ВОДЫ (для сравнения жидкая вода также включена)

	“Твердая” Вода ^a	“Твердая” вода WT1 ^a	“Плаستي- вода RMI-457	“Вирту- ковая” вода	“Вирту- альная” вода	ПММА ^{a,b}	Полис- терен ^a	Ткане- эквива- лентный пластик A-150 ^a
H	0,1119	0,0810	0,0809	0,0925	0,0770	0,0805	0,0774	0,1013
C		0,6720	0,6722	0,6282	0,6874	0,5998	0,9226	0,7755
N		0,0240	0,0240	0,0100	0,0227			0,0351
O	0,8881	0,1990	0,1984	0,1794	0,1886	0,3196		0,0523
F								0,0174
Cl		0,0010	0,0013	0,0096	0,0013			
Ca		0,0230	0,0232	0,0795	0,0231			0,0184
Bг				0,0003				
Плотность (г/см ³)	1,000	1,020	1,030	1,013	1,030	1,190	1,060	1,127
\bar{Z}^c	6,6	5,95	5,96	6,62	5,97	5,85	5,29	5,49

^a Смотрите [62, 64].

^b Полиметилметакрилат, также известный как акрил. Торговые названия люсид, плексиглас или перспекс.

^c Для определения среднего атомного номера смотрите, например [11] или [21].

поглощенной дозы (или флюенса) при переходе от пластика к воде. Плотность пластика должна быть измерена для используемой партии пластика, а не использована номинальная величина для данного типа пластика, которую дает производитель, так как сообщалось о различиях в плотности до 4 % (см, например, [65]). Пластиковые фантомы в форме пластин должны включать определение средней толщины и плотности каждой пластины, а также изменение по толщине для отдельной пластины и радиографическое исследование наличия пузырьков воздуха или пустот в пластике.

Хотя для применения в калибровочных целях пластиковые фантомы не рекомендованы, они могут использоваться для повседневных измерений по программе гарантии качества, при условии, что было установлено отношение между показаниями дозиметра в пластике и в воде для пучка пользователя во время калибровки. Это должно включать тщательные сравнения с измерениями в воде, которые должны быть выполнены до повседневного использования фантома, а периодические проверки с разумными интервалами вероятно также необходимы для обеспечения верности и стабильности первоначального результата сравнения.

После того, как стали использоваться фантомы из изоляционных материалов, пользователь должен сознавать проблемы, которые могут возникнуть в связи с накоплением заряда. Это, в частности, важно, если в пластиковом фантоме используется камера наперсткового типа для измерений в электронных пучках, что не рекомендуется в настоящем практическом руководстве. Однако, накопление заряда может также иметь значительный эффект и во время калибровки электронного пучка, с помощью плоскопараллельных камер. Этот эффект может вызывать большую напряжённость электрического поля вокруг камеры, непосредственно влияя на распределение флюенса электронов и поэтому влияя на показания камеры. Для того чтобы минимизировать этот эффект, фантом должен быть составлен из тонких пластин, с толщиной ни в коем случае не превышающей 2 см [17, 66]. Как отмечено выше, действительная толщина каждой пластины и изменение толщины по площади пластины должны быть измеренными, особенно в случае тонких пластин. Средняя плотность каждой пластины также должна быть определена. Кроме того, должно быть проявлено внимание к тому, чтобы гарантировать отсутствие слоев воздуха между пластинами.

4.2.4. Водонепроницаемая насадка для камеры

Если ионизационная камера разработана так, что не может быть помещена непосредственно в воду, то она должна использоваться с

водонепроницаемой насадкой. Следующие рекомендации были заимствованы из представленных в [33]. Насадка должна быть сделана из ПММА с достаточно тонкой стенкой (предпочтительно не более чем 1 мм толщиной), чтобы позволять камере достигать теплового равновесия с водой менее чем за 10 мин. Насадка должна быть разработана так, чтобы позволять давлению воздуха в камере быстро достигать давления окружающего воздуха; воздушный зазор от 0,1 мм до 0,3 мм между камерой и насадкой является достаточным. 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, если одна и та же насадка, которая использовалась для калибровки камеры в поверочной лаборатории, также используется для всех последующих измерений.

Для ионизационных камер, являющихся водонепроницаемыми, использование насадки из ПММА может быть дополнительным удобством для фиксирования камеры точно на данной глубине, хотя это зависит от используемого оборудования для фиксации. Измерения в Дозиметрической лаборатории МАГАТЭ с водонепроницаемой камерой RTW W-30006 фермеровского типа не показали значительных изменений в $N_{D,w}$, когда камера калибровалась с насадкой и без насадки из ПММА толщиной до 1 мм. Поэтому этот тип камер может калиброваться с или без насадки и впоследствии может использоваться в соответствующих условиях в клинике. Для других типов водонепроницаемых камер следует провести подобные измерения в поверочной лаборатории прежде, чем принимать такую процедуру.

Использование тонкой резиновой оболочки не рекомендуется, особенно для калибровочной камеры; высок риск утечки и такая оболочка ограничивает уравнивание давления воздуха в камере. Кроме того, производители покрывают внутреннюю поверхность резиновых оболочек мелким порошком; он может проникнуть в полость камеры и влиять на показания камеры, особенно для низко- и среднеэнергетичного рентгеновского излучений [67].

4.2.5. Установки ионизационных камер на опорной глубине

При установке камеры на опорной глубине в воде, z_{ref} (выраженной в $г/см^2$), должны быть рассмотрены возмущающие эффекты полости камеры и стенки, водонепроницаемой насадки или оболочки. Если качество пучка Q пользователя такое же, как качество Q_0 при калибровке, или когда пользуются измеренными величинами коэффициента k_{Q,Q_0} , эти эффекты учтены при калибровке камеры и этого обычно достаточно для

того, чтобы поместить камеру на такую же глубину, как и при калибровке (исключением является, когда используются существенно отличающиеся по толщине водонепроницаемая насадка или оболочка при калибровке камеры и в пучке пользователя). Это является одним из важных преимуществ калибровок по поглощенной дозе в воде.

Когда нет прямой калибровки для пучка пользователя, должны использоваться вычисленные значения коэффициента k_{Q,Q_0} . В этом случае, некоторые возмущающие эффекты учтены в значениях k_{Q,Q_0} , а остальные должны быть учтены при фиксировании камеры. Также должен быть сделан расчет эффекта любой стенки фантома. Эти соображения обсуждаются ниже. Термин водозэквивалентная толщина (в г/см^2) приписывается произведению действительной толщины (в см) и плотности материала (в г/см^3).

Обратите внимание, что в клинической практике может быть более практичным размещение камер на точно известную глубину, которая находится в пределах 1мм или около того от опорной глубины, и поправлять результаты на z_{ref} используя распределение дозы по глубине пучка пользователя, чем пытаться установить камеру на опорной глубине с точность до долей мм.

Заметим также, что термин опорная точка камеры используется ниже и в характеристиках соответствующих условий в каждом из следующих разделов. Для камер цилиндрического типа это относится к центру объема полости камеры на оси камеры¹³, а для камер плоскопараллельного типа (кроме использования в низкоэнергетическом рентгеновском излучении) это относится к внутренней поверхности входного окна, в центре окна. Для плоскопараллельных камер, используемых в низкоэнергетическом тормозном излучении, это относится к центру внешней поверхности окна камеры (или используемым равновесным фольгам).

4.2.5.1. Эффекты полости камеры

Два эффекта возникают в полости камеры. Поправка на возмущение полостью флюенса электронов, входящих в полость, учитывается множителем p_{cav} , включенным в рассчитанные коэффициенты k_{Q,Q_0} . Однако, на камеру, расположенную центром полости на глубине z_{ref} не воздействует тот же флюенс электронов, какой присутствует на глубине

¹³ Центром объема полости следует считать точку на оси камеры, которая находится на определенном расстоянии, как заявлено производителем, от кончика камеры (измеренном без равновесного колпачка). Например, для типов камер NE 2561 и NE 2611A оно составляет 5 мм от кончика, а для камеры фермеровского типа NE 2571 – 13 мм от кончика.

z_{ref} в невозмущённом фантоме. Это может быть учтено или путем введения поправки на замещение p_{dis} при вычислении k_{Q,Q_0} , или путем смещения камеры на величину, которая компенсирует этот эффект (часто рассматривается использование эффективной точки измерения [17]). Для камер плоскопараллельного типа, опорная точка камеры определяется в эффективной точке измерения; когда она помещена на z_{ref} , множитель поправки на замещение p_{dis} не требуется.

Для камер цилиндрического типа используемый метод зависит от геометрии распределения излучения, и это уточняется в стандартных условиях в каждом разделе. В пучке гамма-излучения ^{60}Co , высокоэнергетических фотонных пучках и протонных пучках, центр камеры помещается на z_{ref} и используются значения p_{dis} для вычисления k_{Q,Q_0} . В электронных пучках и пучках тяжелых ионов этот метод фиксирования не рекомендуется из-за большого градиента дозы, и цилиндрические камеры размещаются со смещенным центром от z_{ref} . В электронных пучках центр камеры располагают на $0.5 r_{cyl}$ глубже, чем z_{ref} , где r_{cyl} — внутренний радиус полости камеры. Для пучков тяжелых ионов рекомендуется сдвиг на $0,75 r_{cyl}$.

4.2.5.2. Эффекты влияния стенки камеры

Множитель p_{wall} , включенный в рассчитанные коэффициенты k_{Q,Q_0} , вносит поправку на различные радиационные свойства материала стенки камеры и материала фантома. Однако, коэффициент p_{wall} не включает эффект различного ослабления первичного флюенса стенкой камеры по сравнению с такой же толщиной материала фантома. Если качество пучка при калибровке Q_0 и качество пучка пользователя Q одинаковы, то это ослабление учитывается при калибровке камеры. Даже если Q_0 не такое же, как Q , то ослабление стенкой в фотонных пучках достаточно мало, что им можно пренебречь. С другой стороны, в пучках заряженных частиц, ослабление стенкой камеры может значительно отличаться от ослабления материала фантома такой же толщины, и строго говоря, водоеквивалентная толщина стенки камеры должна быть принята во внимание при расчете того, куда помещать камеру. На практике требуемая поправка мала, и ею можно пренебречь.

4.2.5.3. Водонепроницаемость камеры

Водонепроницаемые насадки или оболочки рассматриваются аналогичными стенке камеры; фактически, если используется такая же (или очень похожая) насадка или оболочка при калибровке и затем в

пучке пользователя, то она может считаться частью стенки камеры и рассматриваться соответственно. Этот подход рекомендован в настоящем практическом руководстве. Однако если используются существенно различающиеся насадка или оболочка, то различие в водоеквивалентной толщине должно приниматься во внимание при размещении камеры на z_{ref} для всех видов излучений.

4.2.5.4. Входное окно фантома

Для всех видов распределения излучений, когда используется горизонтальный пучок, следует принимать во внимание водоеквивалентную толщину стенки входного окна фантома. Обратите внимание также, что тонкие стенки подвержены прогибу наружу, благодаря давлению воды на внутреннюю поверхность. Этот эффект может проявиться как только фантом наполнится водой и может постепенно увеличиваться в течении нескольких последующих часов. Любой такой эффект увеличивает количество воды перед камерой и также должен быть учтен при помещении камеры на z_{ref} особенно для рентгеновского излучения средних энергий и низкоэнергетических электронных пучков.

4.3. КАЛИБРОВКА ИОНИЗАЦИОННЫХ КАМЕР

Когда ионизационная камера или дозиметр посылаются в поверочную лабораторию для калибровки, пользователю следует выполнить проверочные измерения стабильности (используя соответствующее проверочное устройство) до и после калибровки. Это гарантирует, что на чувствительность камеры не повлияла транспортировка. Исходная ионизационная камера должна калиброваться в пучке качества Q_0 с интервалами, не превышающими два или три года или всякий раз, когда пользователь заметит, что камере был нанесен ущерб. Если непосредственно измеренные значения k_{Q,Q_0} (или $N_{D,w}$) для камеры были получены ранее, то следует проводить перекалибровку для проверки энергетической зависимости камеры каждый третий раз, когда калибруется камера. Эту процедуру не следует повторять более двух раз подряд; камеру следует перекалибровать на всех энергиях, по крайней мере, каждые шесть лет. Однако, из-за особой зависимости чувствительности ионизационных камер к изменению энергии в низко- и среднеэнергетическом рентгеновском излучении, является предпочтительным, чтобы камеры, используемые в этих пучках, каждый раз калибровались при всех соответствующих энергиях. В сфере ответственности пользователя лежит

увеличение частоты калибровок для камер, чья долгосрочная стабильность не проверялась в течении периода, превышающего пять лет.

4.3.1. Калибровка в пучке гамма-излучения ^{60}Co

Калибровки могут проводиться или непосредственно по первичному эталону единицы поглощенной дозы в воде в ДЛПЭ, или, что более часто, по вторичному эталону в ДЛВЭ. Здесь будет рассмотрен только последний случай¹⁴.

Полагается, что поглощенная доза в воде, D_w , известна на глубине $5 \text{ г}\cdot\text{см}^{-2}$ в водном фантоме для гамма-излучения ^{60}Co . Это осуществлено в ДЛВЭ посредством откалиброванной ионизационной камеры, путём измерения в водном фантоме. Камера пользователя помещается своей опорной точкой на глубину $5 \text{ г}\cdot\text{см}^{-2}$ в водный фантом и её калибровочный коэффициент $N_{D,w}$ получается из выражения:

$$N_{D,w} = \frac{D_w}{M} \quad (9)$$

где M показание дозиметра, скорректированное на влияющие факторы, для того, чтобы соответствовать стандартным условиям, для которых калибровочный коэффициент является правильным. Стандартные условия, рекомендованные для калибровки ионизационных камер в пучке гамма-излучения ^{60}Co , представлены в табл. 7.

4.3.2. Калибровка в пучке киловольтного рентгеновского излучения

Как отмечено в разд. 4.1, камера, используемая для измерений в средне- и низкоэнергетическом рентгеновском излучении, должна калиброваться в пучках подобным тем, в которых будут проводиться измерения. В момент написания этого практического руководства, только одна ДЛПЭ имела первичные эталоны единицы поглощенной дозы в воде для киловольтного рентгеновского излучения [45]. Однако, можно получить калибровочные коэффициенты по поглощенной дозе в воде из калибровочных коэффициентов по воздушной керме, используя одну из принятых методик или практических руководств для дозиметрии пучков

¹⁴ Общие положения для калибровки радиотерапевтических дозиметров в поверочных лабораториях были даны в многочисленных публикациях; среди них, очень рекомендуется [33] в качестве полезного источника информации.

ТАБЛИЦА 7. СТАНДАРТНЫЕ УСЛОВИЯ, РЕКОМЕНДУЕМЫЕ ДЛЯ КАЛИБРОВКИ ИОНИЗАЦИОННЫХ КАМЕР НА ГАММА-ИЗЛУЧЕНИИ ^{60}Co В ПОВЕРОЧНЫХ ЛАБОРАТОРИЯХ

Влияющая величина	Стандартные значения или стандартные характеристики
Материал фантома	Вода
Размер фантома	30 см × 30 см × 30 см (приблизительно)
Расстояние источник-камера ^a (РИК)	100 см
Температура воздуха ^b	20°C ^c
Давление воздуха	101,3 кПа
Опорная точка ионизационной камеры	Для цилиндрических камер на оси камеры в центре объема полости; для плоскопараллельных камер на внутренней поверхности входного окна, в центре окна
Глубина в фантоме для опорной точки камеры ^a	5 г/см ²
Размер поля в месте расположения опорной точки	10 см × 10 см
Относительная влажность	50%
Напряжение и поляриность	Нет рекомендуемых стандартных значений, но используемые значения должны быть указаны в сертификате о калибровке
Мощность дозы	Нет рекомендуемых стандартных значений, но используемая мощность дозы всегда должна указываться в сертификате о калибровке. Также должно быть указано применялась ли или нет поправка на рекомбинацию ионов, и если да, то должно быть указано ее значение.

^a После того, как водный фантом с пластиковым входным окном наполнен, его размеры могут медленно изменяться со временем. Поэтому при использовании горизонтального пучка, необходимо проверять расстояние источник-поверхность и глубину расположения камеры каждые несколько часов.

^b Температуру воздуха в полости камеры следует считать такой же как фантома, которая должна быть измерена; она не обязательно такая же как температура окружающего воздуха.

^c В некоторых странах в качестве стандартной принимается температура воздуха равная 22°C.

рентгеновского излучения (см. прил. I.2). Таким образом, любая поверочная лаборатория с эталонами единицы воздушной кермы может вышеуказанным способом поставлять рассчитанные калибровочные коэффициенты по поглощенной дозе в воде. Даже если это формально эквивалентно получению пользователем калибровочного коэффициента по воздушной керме и применению того же практического руководства для воздушной кермы, это имеет преимущество, разрешающее широкое использование унифицированной методологии, представленной здесь, в области дозиметрии, где особенно не достает стандартных методов.

Существует вероятность того, что будет некоторое несоответствие при переходе от одной лаборатории к другой, в зависимости от того, какое практическое руководство используется для получения калибровочных коэффициентов по поглощенной дозе в воде. Но это, несомненно, не добавит несовместимости, уже существующей в клинической дозиметрии киловольтного рентгеновского излучения из-за использования различных дозиметрических методик или практических руководств. Любая лаборатория, предлагающая калибровки, должна полностью документировать то, как был получен их вывод, для того, чтобы можно было оценить различия в случае необходимости и поддерживать прослеживаемость от первичных эталонов единицы воздушной кермы.

Из-за разнообразия вспомогательного дозиметрического оборудования, такого как фантомы, водонепроницаемые насадки, равновесные фольги, и разнообразия размеров полей и РИП, которые являются клинически необходимыми, важно, чтобы условия клинических измерений воспроизводились настолько близко, насколько это возможно к процессу калибровки. Когда камера посылается для калибровки все необходимое вспомогательное оборудование также должно быть приложено вместе с четко определенными сведениями о клинических пучках, в которых она будет использоваться. Типичные стандартные условия для калибровки ионизационных камер в пучках киловольтного рентгеновского излучения представлены в табл. 8.

4.3.3. Калибровка при других энергиях

Только поверочные лаборатории, имеющие ускоритель, могут проводить калибровки в высокоэнергетических пучках фотонов и электронов. Пользователю выдадут или ряд калибровочных коэффициентов $N_{D,w,Q}$ для различных энергий пучка, или калибровочный коэффициент N_{D,w,Q_0} плюс значения коэффициента k_{Q,Q_0} . Подробности процедур калибровки в ДППЭ выходят за пределы данного документа.

ТАБЛИЦА 8. СТАНДАРТНЫЕ УСЛОВИЯ, РЕКОМЕНДУЕМЫЕ ДЛЯ КАЛИБРОВКИ ИОНИЗАЦИОННЫХ КАМЕР В НИЗКОЭНЕРГЕТИЧЕСКИХ И СРЕДНЕЭНЕРГЕТИЧЕСКИХ ПУЧКАХ РЕНТГЕНОВСКОГО И ЗЛУЧЕНИЯ В ПОВЕРОЧНЫХ ЛАБОРАТОРИЯХ

Влияющая величина	Стандартные значения или стандартные характеристики	
	Низкоэнергетическое рентгеновское излучение	Среднеэнергетическое рентгеновское излучение
Материал фантома	ПММА или водо-эквивалентный пластик	Вода
Размер фантома	12 см × 12 см × 6 см	30 см × 30 см × 30 см (приблизительно)
Расстояние источник-поверхность (РИП)	Расстояние, используемое при лечении, которое указано пользователем ^a	Расстояние, используемое при лечении, которое указано пользователем ^a
Температура воздуха ^b	20°C	20°C
Давление воздуха	101,3 кПа	101,3 кПа
Опорная точка ионизационной камеры	Для плоскопараллельных ионизационных камер, на внешней поверхности в центре входного окна (или внешней поверхности любой дополнительной равновесной фольги)	Для цилиндрических камер, на оси камеры в центре объема полости
Глубина в фантоме для опорной точка камеры	На поверхности	2 г/см ²
Размер поля в месте расположения опорной точки камеры ^d	3 см × 3 см или 3 см в диаметре	10 см × 10 см
Относительная влажность	50%	50%
Напряжение и полярность	Нет рекомендуемых ссылочных значений, но используемые значения должны быть указаны в сертификате о калибровке.	
Мощность дозы	Нет рекомендуемых значений, но используемая мощность дозы всегда должна указываться в сертификате о калибровке. Также должно быть указано применялась ли или нет поправка на рекомбинацию ионов, и если да, то должно быть указано ее значение.	

^a Если используется более одного РИП для калибровки следует выбирать наибольшее.

^b Температура воздуха в полости камеры следует считать такой же как фантома, которая должна быть измерена; она не обязательно такая же как температура окружающей среды.

^c В некоторых странах в качестве стандартной принимается температура воздуха равная 22°C.

^d Если приведенные размеры полей не соответствуют какому-либо пучку пользователя, то следует выбирать ближайший к этому размер поля, который будет использоваться в клинике.

Следует отметить, что еще нет в наличии эталонов единицы поглощенной дозы в воде для протонных пучков и пучков тяжелых ионов. Однако калибровочный коэффициент по поглощенной дозе в воде может быть получен для протонного пучка пользователя, когда поверочная лаборатория подготовится к выполнению калибровочных измерений (например, с водной калориметрией) в центре протонной терапии.

4.4. СТАНДАРТНАЯ ДОЗИМЕТРИЯ В ПУЧКЕ ПОЛЬЗОВАТЕЛЯ

4.4.1. Определение поглощенной дозы в воде

Предполагается, что пользователь имеет ионизационную камеру или дозиметр с калибровочным коэффициентом N_{D,w,Q_0} по поглощенной дозе в воде в опорном пучке качества Q_0 . Следуя методике, представленной в разд. 3, камера устанавливается в соответствии со стандартными условиями, и поглощенная доза в воде определяется выражением:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q_0} \quad (10)$$

где M_Q показание дозиметра, включающее произведение P_{ki} поправочных коэффициентов на влияющие величины, а k_{Q,Q_0} Поправочный коэффициент, который корректирует различие между опорным пучком качества Q_0 и используемым пучком качества Q . Это уравнение верно для всех радиационных полей, для которых применимы данные практические рекомендации.

Подробности об условиях, используемых для калибровок радиотерапевтических пучков и значениях коэффициента k_{Q,Q_0} , будут даны в отдельных разделах, посвященных различным типам излучений. Рекомендации по относительной дозиметрии, в том числе определение распределений поглощенной дозы, будут также даны в соответствующих разделах. Хотя поправочный коэффициент k_{Q,Q_0} не отличается по своей природе от остальных поправочных коэффициентов на влияющие величины, из-за его доминирующей роли он рассматривается отдельно в каждом разделе.

4.4.2. Практические соображения для проведения измерений в пучке пользователя

Меры предосторожности в отношении водонепроницаемой насадки камеры при проведении измерений в водном фантоме были приведены в разд. 4.2.4.

Прежде чем проводить измерения, следует проверить стабильность дозиметрической системы, используя контрольный источник. Должно пройти достаточно времени, чтобы дозиметр достиг теплового равновесия. Некоторые электрометры, питающиеся от электросети, лучше всего включать, по крайней мере, за 2 часа до использования, чтобы позволить им достичь стабильности. Всегда целесообразно предварительно облучить ионизационную камеру дозой от 2 Гр до 5 Гр для того, чтобы достичь равновесие заряда в различных материалах. Особенно важно эксплуатировать измерительную систему в стабильных условиях всякий раз, когда изменяется полярность напряжения, что в зависимости от камеры и иногда от полярности может требовать нескольких (до 20) минут. Действительно, отказ от таких действий может привести к ошибкам, большим, чем сам корректируемый эффект.

Утечка тока это то, что генерируется полной измерительной системой в отсутствие излучения. Утечка может также быть вызвана излучением, и камеры могут не показывать утечки до облучения, тем не менее, имея значительную утечку после облучения. Ток утечки следует всегда измерять до и после облучения, и он должен быть пренебрежимо мал по сравнению с током, полученным во время облучения (меньше, чем приблизительно 0,1% тока при измерении и обычно того же знака). В некоторых случаях, например, в камерах с маленьким объемом, используемых при низких мощностях доз, относительная утечка тока может быть большой. В этом случае ток при измерении должен быть скорректирован на утечку, уделяя внимание знаку тока утечки. Не следует использовать камеры с большим током утечки (примерно более чем 1% от тока измерения) или с током утечки изменяющимся во времени.

Когда проводятся относительные измерения в пучке ускорителя или пучке рентгеновского излучения средних энергий настоятельно рекомендуется, чтобы в течение процедуры измерений использовалась дополнительная мониторирующая система для учета колебаний радиационного выхода. Это особенно важно, когда используются отношения показаний дозиметра (перекрестные градуировки, измерения с различными полярностями или изменяемом напряжении, и т.д.). Предпочтительно, чтобы монитор был помещен в фантоме вдоль главной оси поперечной плоскости на ту же самую глубину, что и камера и на расстоянии примерно 3 см или 4 см от центральной оси; если детектор размещен в воздухе, то должны быть приняты во внимание возможные температурные колебания.

4.4.3. Поправка на влияющие величины

Калибровочный коэффициент для ионизационной камеры справедлив только для стандартных условий, которые используются при калибровке. Любое отклонение от стандартных условий при использовании ионизационной камеры в пучке пользователя должно быть скорректировано, используя соответствующие коэффициенты. Ниже рассматриваются только общие поправочные коэффициенты k_i , в то время как поправочные коэффициенты специфические каждому типу излучения приведены в соответствующих разделах настоящих практических рекомендаций.

4.4.3.1. Давление, температура и влажность

Так как все камеры, рекомендованные в этом документе, сообщаются с окружающей средой, то масса воздуха в объеме полости подвержена атмосферным колебаниям. Следует использовать поправочный коэффициент:

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T) P_o}{(273.2 + T_o) P} \quad (11)$$

для того, чтобы привести массу воздуха в полости к стандартным условиям. P и T это давление и температура воздуха в полости на момент измерений, а P_o и T_o – стандартные значения (обычно 101,3 кПа и 20°C)¹⁵. Температуру воздуха в полости камеры следует считать такой же как температура фантома, которая должна быть измерена; она не обязательно такая же, как температура окружающего воздуха¹⁶. Для измерений в водном фантоме, водонепроницаемая насадка камеры должна сообщаться с атмосферой для быстрого установления равновесия между окружающим воздухом и воздухом в полости камеры.

Никаких поправок на влажность не требуется, если калибровочный коэффициент был получен при относительной влажности в 50% и используется при относительной влажности от 20% до 80%. Если

¹⁵ В некоторых странах в качестве стандартной принимается температура воздуха равная 22°C.

¹⁶ Равновесная температура водного фантома, который оставался заполненным в течение нескольких часов, обычно будет на градус или около того ниже, чем температура в помещении из-за испарения с поверхности воды.

калибровочный коэффициент получен при сухом воздухе, то должен быть применен поправочный коэффициент [68]; для калибровки в пучке ^{60}Co $k_h = 0.997$.

4.4.3.2. Калибровка электрометра

Когда ионизационная камера и электрометр калибруются отдельно, поверочная лаборатория выдает калибровочный коэффициент для каждого устройства. В данном практическом руководстве k_{elec} рассматривается как влияющая величина и включается в произведение \prod_{ki} поправочных коэффициентов. Обычно, калибровочный коэффициент $N_{D,w}$ для ионизационной камеры будет иметь единицу измерения Гр/нКл, а таковой для электрометра k_{elec} , или в единицах нКл на показания шкалы, или, если электрометр показывает заряд, то в виде безразмерного коэффициента близкого к единице (эффективная калибровка в единицах нКл/нКл).

Если ионизационная камера и электрометр калибруются вместе, то, как правило, будет предоставлен объединенный калибровочный коэффициент $N_{D,w}$ в единицах измерения Гр на показания шкалы или Гр/нКл (в зависимости от шкалы электрометра) и отдельный калибровочный коэффициент k_{elec} для электрометра не требуется. В этом случае, k_{elec} следует положить равным единице в рабочей записи.

4.4.3.3. Эффект полярности

Воздействие на показание камеры использования потенциалов противоположной полярности должно всегда проверяться при начале работы. Для большинства типов камер этот эффект незначителен в фотонных пучках, за исключением использования камер с очень тонким окном в низкоэнергетическом тормозном излучении. В пучках заряженных частиц, особенно электронов¹⁷, эффект может быть значительным.

Когда камера используется в пучке, который вызывает ощутимый эффект полярности, то в качестве истинного показания принимается среднее абсолютных значений показаний, полученных при обеих

¹⁷ Для плоскопараллельных камер эффект полярности обычно более заметен в низкоэнергетических электронных пучках [21]. Однако, было показано, что для некоторых типов камер эффект полярности возрастает с энергией [69]. По этой причине эффект полярности всегда должен быть исследован при всех энергиях электронов.

полярностях. Для повседневного использования конкретной ионизационной камеры обычно принимается одно значение потенциала и определенная полярность. Однако воздействие на показание камеры от использования потенциалов противоположной полярности для каждого пучка пользователя с качеством Q может быть учтено при использовании поправочного коэффициента:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (12)$$

где M_+ и M_- показания электрометра, полученные при положительной и отрицательной полярности соответственно, а M показание электрометра, полученное при обычно используемой полярности (положительной или отрицательной). Показания M_+ и M_- должны быть получены при условии, что поведение камеры стабильно при любом изменении полярности (некоторым камерам может потребоваться до 20 минут для стабилизации). Для того, чтобы уменьшить влияние колебаний выхода излучения генераторов (клинические ускорители, рентгеновские терапевтические аппараты, и т.д.), желательно, чтобы все показания были отнормированы на показания внешнего монитора. В идеале, внешний монитор должен быть помещен примерно на глубину измерения, но на расстоянии 3-4 см от центра камеры вдоль главной оси в поперечной плоскости пучка.

Когда камера отправляется для калибровки, обычно принимается решение или пользователем, или поверочной лабораторией о потенциале и полярности, которые будут выбраны для повседневного использования камеры. Калибровка, должна проводиться при этом потенциале (и полярности, если только одна полярность используется при калибровке), или если при другом, то это должно быть четко указано. Поверочная лаборатория может вносить, а может и не вносить поправку на эффект полярности при калибровке на пучке качества Q_0 . Это должно быть указано в сертификате о калибровке.

Если поверочная лаборатория уже внесла поправку на эффект полярности, то пользователь должен применять поправочный коэффициент k_{pol} ко всем проводимым измерениям, вычисленный с использованием уравнения (12), используя обычную полярность. Если поверочная лаборатория не внесла поправку на эффект полярности, то последующая трактовка эффекта полярности зависит от оборудования, имеющегося в распоряжении пользователя и от того, на каких качествах пучков должны проводиться измерения:

- (a) Если качество пучка пользователя такое же, как качество калибровочного пучка и камера используется при тех же потенциале и полярности, то k_{pol} будет неизменным в обоих случаях и пользователю не нужно применять поправку на полярность для конкретного пучка (эквивалентно тому, чтобы положить k_{pol} равным единице в рабочей записи). Если использование такого же потенциала не является возможным, то эффект полярности не будет точно таким же в обоих случаях. Различие должно быть небольшим и должно быть оценено и рассматриваться, как неопределенность.
- (b) Если качество пучка пользователя не такое же, как качество калибровочного пучка, но возможно воспроизвести качество калибровочного пучка, то поправка на полярность $[k_{pol}]_{Q_0}$, которая не была использована в момент калибровки, должна быть оценена, используя уравнение (12) и такие же потенциал и полярность, которые были использованы в поверочной лаборатории. Эффект полярности в пучке пользователя, k_{pol} , должен быть также определен из уравнения (12), используя потенциал и полярность, выбранные для повседневного использования. Видоизмененная поправка на полярность затем оценивается следующим образом:

$$k_{pol} = \frac{k_{pol}}{[k_{pol}]_{Q_0}} \quad (13)$$

Это затем используется для поправки на полярность показаний дозиметра для любого пучка качества Q .

Заметьте, что если качество пучка пользователя не такое же, как качество калибровочного пучка и невозможно воспроизвести качество калибровочного пучка, чтобы оценить поправку $[k_{pol}]_{Q_0}$, то она должна быть оценена из знаний о показании камеры в пучках различного качества и при различных полярностях. Если это не может быть сделано с учетом относительной стандартной неопределенности (см. прил. IV.3), меньшей 0,5 %, то или камера не должна использоваться, или она должна быть отправлена в поверочную лабораторию, которая может определить требуемую поправку на полярность.

4.4.3.4. Рекомбинация ионов

Неполный сбор заряда в полости ионизационной камеры из-за рекомбинации ионов, требует введения поправочного коэффициента k_s . Два отдельных эффекта имеют место: (1) рекомбинация ионов,

формируемых отдельными треками ионизирующих частиц, названная общей (или объемной) рекомбинацией, которая зависит от плотности ионизирующих частиц и поэтому от мощности дозы, и (2) рекомбинация ионов, формируемых единственным треком ионизирующей частицы, названная начальной рекомбинацией, которая не зависит от мощности дозы. Оба эффекта зависят от геометрии камеры и от приложенного напряжения. Кроме пучков тяжелых ионов, начальная рекомбинация обычно менее 0,2 %.

Для импульсного излучения, и особенно в импульсно-сканирующих пучках, мощность дозы в течение импульса сравнительно велика и объемная рекомбинация часто значительна. Возможно получить поправочный коэффициент, используя теорию Боуга [70], но это не учитывает изменения от камеры к камере внутри данного типа камер. К тому же, возможное изменение положения центрального электрода в цилиндрических камерах¹⁸ может сделать неприменимой теорию Боуга.

Для импульсных пучков, в настоящем практическом руководстве рекомендуется, чтобы поправочный коэффициент k_s был получен при помощи метода двух напряжений [72], как было рекомендовано в [17]. Этот метод предполагает линейную зависимость $1/M$ от $1/V$ и использует измеренные значения собранного заряда M_1 и M_2 при напряжениях V_1 и V_2 соответственно, полученные при одних и тех же условиях облучения. V_1 это обычное рабочее напряжение¹⁹, а V_2 более низкое напряжение; отношение V_1/V_2 должно в идеале быть равным или больше 3. Строго говоря, эффект полярности изменяется с напряжением и M_1 и M_2 , должны быть скорректированы на этот эффект, используя уравнение (12). Поправочный коэффициент на рекомбинацию k_s при обычном рабочем напряжении V_1 находится из:

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (14)$$

где константы a_i представлены в табл. 9 [73] для импульсного и импульсно-сканирующего излучений. Для того, чтобы уменьшить влияние флуктуаций в выходе клинических ускорителей, желательно,

¹⁸ Это можно наблюдать при помощи радиографии камеры. Радиографию следует проводить во время приобретения камеры и когда осуществляется контроль качества дозиметрического оборудования [71].

¹⁹ Следует заметить, что максимум разрешенного напряжения ограничен конструкцией камеры, и необходимо придерживаться рекомендаций производителя.

ТАБЛИЦА 9. КОЭФФИЦИЕНТЫ, ДЛЯ ВЫЧИСЛЕНИЯ k_s МЕТОДОМ ДВУХ НАПРЯЖЕНИЙ В ИМПУЛЬСНОМ И ИМПУЛЬСНО-СКАНИРУЮЩЕМ ИЗЛУЧЕНИИ, КАК ФУНКЦИИ ОТНОШЕНИЯ НАПРЯЖЕНИЙ V_1/V_2 [73]

V_1/V_2	Импульсное			Импульсно-сканирующее		
	a_0	a_1	a_2	a_0	a_1	a_2
2,0	2,337	-3,636	2,299	4,711	-8,242	4,533
2,5	1,474	-1,587	1,114	2,719	-3,977	2,261
3,0	1,198	-0,875	0,677	2,001	-2,402	1,404
3,5	1,080	-0,542	0,463	1,665	-1,647	0,984
4,0	1,022	-0,363	0,341	1,468	-1,200	0,734
5,0	0,975	-0,188	0,214	1,279	-0,750	0,474

чтобы все показания были нормированы на показания внешнего монитора. Предпочтительно, чтобы внешний монитор располагался внутри фантома приблизительно на глубине измерений, и на расстоянии 3–4 см от центра камеры вдоль главной оси в поперечной плоскости пучка.

Для $k_s < 1,03$, поправка может аппроксимироваться в пределах 0,1%, используя зависимость:

$$k_s - 1 = \frac{M_1/M_2 - 1}{V_1/V_2 - 1} \quad (15)$$

т.е. процентная поправка является процентным изменением в показании, деленном на число, которое на единицу меньше, чем отношение напряжений [49]. Это имеет преимущество при работе с нецелыми значениями V_1/V_2 и также служит проверкой вычисления, при использовании уравнения (14). Обратите внимание, что поправочный коэффициент k_s , вычисленный при помощи метода двух напряжений в импульсном пучке, корректирует как объемную, так и начальную рекомбинацию [74].

Предосторожность требуется в отношении использования метода двух напряжений для плоскопараллельных ионизационных камер в импульсных пучках. Было показано [72-76], что для некоторых плоскопараллельных камер, ожидаемая линейная зависимость $1/M$ от $1/V$ не является удовлетворительной в интервале напряжений, используемом для метода двух напряжений (см. [21]). Этот эффект может быть скомпенсирован путем использования таких же двух напряжений при

определении дозы в пучке пользователя, какие используются при калибровке камеры в поверочной лаборатории или пользователем в случае перекрестной калибровки. Кроме того, диапазон линейности камеры может быть оценен в импульсном пучке, путем измерения показаний камеры во всем диапазоне напряжений, вплоть до рекомендованного производителем максимума. Это является полезной проверкой характеристики камеры, которая должна всегда выполняться, когда приобретается новая камера. Если возможно, то камеру следует использовать впоследствии только при напряжениях в линейной области, в этом случае обосновано применение метода двух напряжений.

В непрерывном излучении, особенно гамма-излучении ^{60}Co , также можно использовать метод двух напряжений и вычисленный поправочный коэффициент, используя выражение²⁰

$$k_s = \frac{(V_1 / V_2)^2 - 1}{(V_1 / V_2)^2 - (M_1 / M_2)} \quad (16)$$

Не рекомендуется, чтобы эффект рекомбинации ионов в плоскопараллельной камере, используемой для низкоэнергетического рентгеновского излучения, измерялся путем изменения напряжения. Рекомбинация как правило незначительна, а изменение напряжения обычно искажает окно, что приводит к изменению в показаниях и превосходит любой эффект рекомбинации.

Обратите внимание, что с целью получения поправок на рекомбинацию, протонные синхротронные пучки с большой продолжительностью импульса и низкой частотой повторения импульсов, можно рассматривать как непрерывные.

Для относительных измерений, например определения глубинных дозных распределений и измерения коэффициентов выхода, поправку на рекомбинацию следует определять в достаточном наборе условий, чтобы можно было рассчитать соответствующие поправки. В импульсных пучках, где преобладает объемная рекомбинация, поправка на рекомбинацию для данной камеры будет изменяться приблизительно

²⁰ Это отношение основано на линейной зависимости $1/M$ от $1/V^2$, которая описывает эффект общей рекомбинации в пучках непрерывного излучения. Присутствие начальной рекомбинации нарушает эту линейность и следует использовать видоизмененную версию уравнения (16), но обычно это слабый эффект, которым можно пренебречь.

линейно с мощностью дозы. В пучках непрерывного излучения поправка на рекомбинацию мала и приблизительно постоянна.

Природа рекомбинации в пучках тяжелых заряженных частиц более сложная и она рассматривается отдельно в разделе 11. В сканирующих пучках и других специальных пучках очень высокой интенсивности, эффектами пространственного заряда нельзя пренебречь и эффективность сбора заряда должна быть определена путем калибровки по мощности дозы с помощью такой независимой системы, как калориметр.

Обратите внимание, что стандартные условия для калибровки ионизационных камер в поверочных лабораториях (см. табл. 7 и 8) рекомендуют, чтобы сертификаты о калибровке сообщали, была ли применена поправка на рекомбинацию. Предшествующее обсуждение и данные, приведенные в последующих разделах, основаны на предположении, что лаборатории применяли поправку на рекомбинацию, и поэтому процедура, предложенная для определения k_s , подразумевает только коррекцию на рекомбинацию в пучке пользователя. Если лаборатория не применяла поправку на рекомбинацию, то поправочный коэффициент, определенный для пучка пользователя качества Q , должен быть разделен на аналогичный, соответствующий опорному качеству Q_0 , т.е.

$$k_s = \frac{k_{s,Q}}{k_{s,Q_0}} \quad (17)$$

Когда Q_0 является непрерывным пучком, k_{s,Q_0} как правило бывает близким к единице, и эффект от исключения из рассмотрения k_{s,Q_0} или при калибровке, или при использовании уравнения (17) будет в большинстве случаев незначительным. Однако, когда Q_0 является импульсным пучком, исключение поправки k_{s,Q_0} поверочной лабораторией во время калибровки является потенциальным источником ошибки, особенно в случае, когда доза на импульс в пучке пользователя сильно отличается от дозы на импульс при калибровке. В этом случае пользователь должен определить k_{s,Q_0} в клинике при дозе на импульс подобной той, что использовалась при калибровке, (эта доза на импульс может и отличается от той, которая обычно используется в клинике). Это измерение не требует того, чтобы проводиться при качестве Q_0 ; оно представляет собой лишь сопоставление с калибровочной дозой на импульс. Для того, чтобы избежать повторения этой проблемы, пользователь должен требовать, чтобы применялась поправка на рекомбинацию, или, по крайней мере, была измеренной, при следующей калибровке в поверочной лаборатории, особенно при калибровке в импульсных пучках.

5. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ДЛЯ ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ ^{60}Co

5.1. ОБЩИЕ ПОЛОЖЕНИЯ

Эта глава посвящена практическим рекомендациям по стандартной дозиметрии (калибровке пучков) для пучков гамма-излучения ^{60}Co , и рекомендациям по относительной дозиметрии. Рекомендации основаны на использовании калибровочных коэффициентов по поглощенной дозе в воде, N_{D,w,Q_0} , для дозиметра в образцовом пучке с качеством Q_0 , где Q_0 относится к ^{60}Co . В этой ситуации $D_{w,Q}$ обращается в D_w , k_{Q,Q_0} обращается в k_Q , который равен 1 и N_{D,w,Q_0} заменяется на $N_{D,w}$.

5.2. ДОЗИМЕТРИЧЕСКОЕ ОБОРУДОВАНИЕ

5.2.1. Ионизационные камеры

Рекомендации, касающиеся ионизационных камер, даны в разд. 4.2.1. И цилиндрические и плоскопараллельные²¹ ионизационные камеры рекомендуются в качестве исходного инструмента для калибровки пучков излучения ^{60}Co . Принимается, что опорная точка цилиндрической камеры для целей калибровки в поверочной лаборатории и для измерений в стандартных условиях в пучке пользователя располагается на оси камеры в центре объема полости. Для плоскопараллельных камер она располагается на внутренней поверхности входного окна, в центре окна. Эта точка должна располагаться на опорной глубине в водном фантоме. Если используется рабочий инструмент, то его следует откалибровать по исходной камере (см. разд. 5.5).

5.2.2. Фантомы и насадки для камер

Рекомендации, касающиеся фантомов и насадок для камер, даны выше в разд. 4.2.3 и 4.2.4. В качестве стандартной среды для измерений

²¹ Плоскопараллельные камеры могут быть использованы для измерений в стандартных условиях в пучках гамма-излучения ^{60}Co , если они были откалиброваны в пучке того же качества.

поглощенной дозы для пучков ^{60}Co рекомендуется вода²². Размер фантома должен превышать, по крайней мере, на 5 см все четыре стороны размера поля, определенного на глубине измерения и быть, по крайней мере, на 5 г/см^2 больше максимальной глубины, на которой могут производятся измерения.

Для горизонтальных пучков окно фантома должно быть сделано из пластика толщиной t_{win} от 0,2 до 0,5 см. Водозэквивалентная толщина окна фантома в г/см^2 должна учитываться при определении глубины размещения камеры. Эта толщина равна произведению $t_{win} \rho_{pl}$, где ρ_{pl} есть плотность (в г/см^3). Для обычно используемого материала для стенок фантома из ПММА (полиметилметакрилат) и чистого полистирола номинальное значение $\rho_{\text{ПММА}} = 1,19 \text{ г/см}^3$ и $\rho_{\text{полист}} = 1,06 \text{ г/см}^3$ [64] можно использовать для расчета водозэквивалентной толщины окна.

Для водопроницаемых камер следует использовать защищающие от воды насадки, сделанные из ПММА с толщиной не более 1,0 мм. Воздушная полость между стенкой камеры и насадкой должна быть достаточной (0,1-0,3 мм) для уравнивания давления в камере. Для стандартной дозиметрии следует использовать ту же насадку, которую применяли для калибровки ионизационной камеры пользователя. Если ту же насадку, которую применяли для калибровки в поверочной лаборатории, применить невозможно, то следует применить другую насадку из того же материала и той же толщины. Плоскопараллельные камеры, если они проницаемы для воды, или не снабжены водонепроницаемым чехлом, должны быть помещены в защитную оболочку, сделанную из преимущественно ПММА или другого материала, который тесно примыкает к стенкам камеры.

В идеале не должно быть более 1 мм дополнительного материала перед полостью камеры и за ней.

5.3. ОПРЕДЕЛЕНИЕ КАЧЕСТВА ПУЧКА ИЗЛУЧЕНИЯ

Спектр гамма-излучения терапевтических источников ^{60}Co , применяемых в больницах и поверочных лабораториях, имеет значительный вклад рассеянных фотонов низкой энергии, возникших как в самом источнике, так и в радиационной головке, но нельзя ожидать, что различия в спектре будут влиять на измерения, полученные с

²² Фантомы из пластика нельзя применять для стандартной дозиметрии. Однако их можно использовать для рутинных измерений в плане программы гарантии качества, хотя при этом необходимо определить коэффициент перехода между пластиком и водой.

ионизационной камерой более чем на несколько десятых долей процента [29]. По этой причине при дозиметрии гамма-излучения ^{60}Co не требуется определения качества излучения, а следует отметить только название радионуклида.

5.4. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ

5.4.1. Стандартные условия

Стандартные условия для определения поглощенной дозы в воде в пучке излучения ^{60}Co приведены в табл. 10.

ТАБЛИЦА 10. СТАНДАРТНЫЕ УСЛОВИЯ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ В ПУЧКЕ ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ ^{60}Co

Влияющие величины	Стандартные значения и характеристики
Материал фантома	Вода
Тип камеры	Цилиндрическая камера или плоскопараллельная
Глубина измерения, z_{ref}	5 г/см ² (или 10 г/см ²) ^a
Опорная точка	Для цилиндрической камеры – на центральной оси камеры в центре объема полости. Для плоскопараллельной камеры – на внутренней поверхности в центре окна
Положение опорной точки камеры	Для цилиндрической и плоскопараллельной камер в точке измерения z_{ref}
РИП или РИК	80 см или 100 см ^b
Размер поля	10 см × 10 см ^c

^a В докладе ESTRO-IAEA по расчету мониторинговых единиц [77], рекомендуется применять единую глубину $z_{\text{ref}} = 10$ г/см² для всех фотонных пучков. Этот метод хорош тем, что значение $N_{D,w}$, по данным МБМВ [30] постоянно на всех глубинах. Однако некоторые пользователи могут предпочесть ту же стандартную глубину, что и для калибровки ионизационной камера в пучке ^{60}Co , т.е. $z_{\text{ref}} = 5$ г/см². Поэтому разрешаются оба метода.

^b Стандартные РИП или РИК должны быть равны таковым, применяемым в клинике.

^c Размер поля определяется на поверхности фантома по методу РИП, в то время как при методе РИО он определяется в плоскости детектора на стандартной глубине в водном фантоме в изоцентре аппарата.

5.4.2. Определение поглощенной дозы при стандартных условиях

Общая методика приведена в разд.3. Поглощенная доза на опорной глубине z_{ref} в пучке пользователя ^{60}Co в отсутствии камеры дается выражением:

$$D_w = MN_{D,w} \quad (18)$$

где M – показания дозиметра при положении опорной точки камеры на глубине z_{ref} в соответствии с условиями, описанными в табл. 10, и с поправками на влияние температуры и давления, калибровку электрометра, полярность и рекомбинацию ионов, как описано в форме рабочей записи (см также разд. 4.4.3.). Для аппаратов с ^{60}Co погрешность таймера может значительно влиять на величину M . $N_{D,w}$ – калибровочный коэффициент в единицах поглощенной дозы в воде для дозиметра при качестве образцовом ^{60}Co .

5.4.3. Поглощенная доза на глубине z_{max}

В разд. 5.4.2. приводится методология определения поглощенной дозы в воде z_{max} . Чтобы определить поглощенную дозу в воде на глубине z_{max} , для данного пучка пользователь должен использовать кривые процентных глубинных доз для метода РИП и отношения ткань-максимум для метода РИЦ.

5.5. КАЛИБРОВКА РАБОЧИХ ИОНИЗАЦИОННЫХ КАМЕР ПО ИСХОДНОЙ (CROSS-CALIBRATION)

Как отмечалось в разд. 5.2.1., рабочая камера (или цилиндрическая или плоскопараллельная) может быть откалибрована в пучке ^{60}Co на аппарате пользователя по откалиброванной исходной (опорной) камере. Камеры сравниваются при помещении каждой из них в водный фантом в опорную точку z_{ref} , в соответствии с условиями, данными в табл. 10. Альтернативой является одновременное сравнение камер между собой. Калибровочный коэффициент в единицах поглощенной дозы в воде для рабочей ионизационной камеры представляется выражением:

$$N_{D,w}^{field} = \frac{M_{ref}}{M_{field}} N_{D,w}^{ref} \quad (19)$$

где M_{ref} и M_{field} – показания прибора за единицу времени для опорной и рабочей камер соответственно, исправленные на влияние величин, перечисленных в разделе 4.3.3., а $N_{D,w}^{ref}$ калибровочный коэффициент в единицах поглощенной дозы в воде для исходной камеры. Рабочая камера с калибровочным коэффициентом $N_{D,w}^{field}$ может быть последовательно использована для определения поглощенной дозы в воде на аппарате пользователя с источником ^{60}Co с применением процедуры, описанной в разд. 5.4.2., если величину $N_{D,w}$ заменить на $N_{D,w}^{field}$.

5.6. ИЗМЕРЕНИЯ ПРИ НЕСТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ

Клиническая дозиметрия требует измерений распределения процентных глубинных доз вдоль центральной оси (PDD), отношений ткань-фантом и отношений ткань-максимум, распределения изодоз, профильных кривых в поперечных плоскостях и коэффициентов радиационного выхода как функций размера и формы поля как в стандартных, так и в нестандартных условиях. Такие измерения следует проводить для всех возможных комбинаций размеров полей и значений РИП и РИЦ, используемых в лучевой терапии.

5.6.1. Распределение дозы вдоль центральной оси по глубине

Все измерения должны соответствовать рекомендациям, данным в разд. 4.2. относительно выбора фантомов и дозиметров, хотя можно применять и другие типы детекторов. Для измерения кривых ионизации по глубине рекомендуется использовать плоскопараллельную камеру. Если вместо нее применяют цилиндрическую ионизационную камеру, то следует учесть положение эффективной точки измерения. Требуется, чтобы все распределение ионизации по глубине было смещено к поверхности на расстояние $0,6 r_{cyl}$ [17,21], где r_{cyl} – радиус полости цилиндрической камеры. Чтобы провести точные измерения в области накопления, следует применять экстраполяционные камеры или хорошо электрически защищенные плоскопараллельные камеры.

При измерении глубинных распределений следует принять меры предосторожности при использовании твердотельных детекторов (некоторые типы диодов, алмазные детекторы), см. например, [21]. Только твердотельные детекторы, показания которых регулярно сверяются с исходным детектором (ионизационной камерой) можно отобрать для этих целей.

Поскольку можно предположить, что отношение тормозных способностей, влияние эффектов возмущения в разумных пределах неопределённости не зависят от глубины и размера поля [78], то относительное распределение ионизации можно использовать как относительное распределение поглощенной дозы, по крайней мере, на глубине положения максимума дозы и ниже него.

5.6.2. Коэффициент радиационного выхода

Коэффициент радиационного выхода можно определить как соотношение скорректированных показаний дозиметра при измерениях при заданных нестандартных условиях к таковым, измеренным при стандартных условиях. Такие измерения проводят обычно на глубине максимума дозы или на опорной глубине и результаты приводятся к глубине залегания максимума дозы с использованием данных по процентной глубинной дозе или TMR [77]. Если значения коэффициента радиационного выхода измеряются в открытом поле или в поле с клиновидным фильтром, то следует уделять особое внимание равномерности потока излучения, проходящего через полость камеры. Это особенно важно для размеров полей, меньших 5×5 см.

В пучках с клиновидным фильтром интенсивность излучения резко изменяется в направлении клина. Для измерения радиационного выхода в таких пучках размеры детектора в направлении клина должны быть как можно меньше. Рекомендуется, чтобы ось цилиндрической камеры малого размера располагалась перпендикулярно направлению клина. Перед измерениями радиационного выхода следует убедиться в том, что центральная ось пучка, коллиматора и клина совпадают.

5.7. ОЦЕНКА НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ РЕЗУЛЬТАТОВ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ ПРИ СТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ

Если для определения поглощенной дозы в воде в пучке пользователя используется опорный (исходный) дозиметр, то неопределённости различных физических величин или процедур, которые входят в неопределённости определения дозы, делятся на два этапа. Этап 1 рассматривает неопределённости вплоть до калибровки этого дозиметра пользователя в единицах $N_{D,w}$ в поверочной лаборатории. Этап 2 имеет дело с калибровкой пучка пользователя и включает неопределённости, связанные с измерениями в опорной точке в водном фантоме. Суммируя

квадратуры неопределённости на различных этапах, получим суммарную стандартную неопределённость определения поглощенной дозы в воде в опорной точке.

Оценка неопределённости калибровки пучка ^{60}Co представлена в табл. 11. Если калибровка исходного дозиметра пользователя проводится в поверочной лаборатории, то суммарная стандартная неопределённость значения D_w обычно около 0,9 %. Эта оценка может меняться в зависимости от неопределённости, вносимой поверочной лабораторией. Если используют рабочий дозиметр, то неопределённость определения дозы немного возрастает (приблизительно на 0,2 %) из-за дополнительной необходимости перекрестной калибровки рабочего дозиметра по отградуированному исходному дозиметру.

ТАБЛИЦА 11. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОТНОСИТЕЛЬНОЙ СТАНДАРТНОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ^а ЗНАЧЕНИЯ D_w НА ОПОРНОЙ ГЛУБИНЕ В ВОДЕ ДЛЯ ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ ^{60}Co

Физическая величина или процедура	Относительная стандартная неопределённость (%)
<i>Этап 1: Поверочные лаборатории^б</i>	
Калибровка вторичного эталона в ДЛВЭ, $N_{D,w}$	0,5
Долговременная стабильность вторичного эталона	0,1
Калибровка дозиметра пользователя в поверочной лаборатории $N_{D,w}$	0,4
<i>Суммарная неопределённость этапа 1</i>	<i>0,6</i>
<i>Этап 2: Пучок ^{60}Co пользователя</i>	
Долговременная стабильность дозиметра пользователя	0,3
Установление стандартных условий	0,5
Показания дозиметра M_Q относительно таймера или монитора пучка	0,1
Поправка на влияющие величины k_i	0,3
<i>Суммарная неопределённость этапа 2</i>	<i>0,6</i>
Суммарная стандартная неопределённость значения D_w (этапы 1 + 2)	0,9

^а См. руководство ИСО по выражению неопределённости [32] или приложение IV. Оценки, данные в таблице, следует рассматривать как типовые значения; они могут изменяться в зависимости от неопределённости, вносимой поверочными лабораториями в калибровочный коэффициент, и от экспериментальных неопределённостей пользователя.

^б Если калибровка дозиметра пользователя проводилась в ДЛПЭ, то суммарная стандартная неопределённость этапа 1 будет меньше. Общую стандартную неопределённость значения D_w следует оценить соответственно.

5.8. ФОРМА РАБОЧЕЙ ЗАПИСИ

Определение поглощенной дозы в воде для гамма-излучения ^{60}Co

Пользователь: _____ : Дата _____

1. Терапевтический аппарат и стандартные условия для определения D_w

Терапевтический аппарат ^{60}Co : _____

Стандартный фантом: _____ вода Установлено: РИП РИЦ

Стандартный размер поля: _____ см × см Стандартное расстояние: _____ см

Опорная глубина z_{ref} : _____ г/см²

2. Ионизационная камера и электрометр

Модель камеры: _____ Серийный номер.: _____ Тип: цил. пп.

Окно/стенка камеры _____ материал: _____ толщина: _____ г/см²

Водонепроницаемая насадка материал: _____ толщина: _____ г/см²

Окно фантома материал: _____ толщина: _____ г/см²

Калибровка коэффициент по поглощенной дозе в воде $N_{D,w} =$ Гр/нКл Гр/пп

Условия калибровки P_o : _____ кПа T_o : _____ °C Относ. влажность: _____ %

Потенциал на камере V_i : _____ В Полярность при калибровке: +ve -ve коррект. на эффект поляр.
Полярность у пользователя: +ve -ve

Поверочная лаборатория: _____ Дата: _____

Модель электрометра: _____ Серийный номер: _____

Калибровка отдельно от камеры: да нет Установленный диапазон: _____

Если да, то калибровочная лаборатория: _____ Дата: _____

3. Показания дозиметра^a и поправки на влияющие величины

Нескорректированные показания дозиметра при V_1

и установленной полярности : _____ нКл показание прибора

Время измерений: _____ мин _____

Отношение показаний дозиметра и времени^b: $M_i =$ нКл/мин показ. в мин.

(i) Давление P : _____ кПа Температура T : _____ °C Относ. влажность (если известно): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T)}{(273.2 + T_o)} \frac{P_o}{P} = \underline{\hspace{2cm}}$$

(ii) Проверочный коэффициент на чувствит. электрометра^c k_{elec} : нКл/дел безразмерный $k_{\text{elec}} =$ _____

(iii) Поправка на полярность^d деления при $+V_i$: $M_+ =$ _____ делений при $-V_i$: $M_- =$ _____

$$k_{\text{pol}} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \underline{\hspace{2cm}}$$

(iv) Поправка на рекомбинацию (метод двух напряжений)

Напряжение на камере: V_1 (нормал.) = _____ В V_2 (уменьшен.) = _____ В

Показания^а при каждом напряжении: $M_1 =$ _____ $M_2 =$ _____

Отношение напряжений $V_1/V_2 =$ _____ Отношение показаний $M_1/M_2 =$ _____

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)} = \underline{\hspace{2cm}}$$

Скорректированное показание дозиметра при напряжении V_1 :

$$M = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s^f = \underline{\hspace{2cm}} \quad \square \text{ нКл/мин} \quad \square \text{ показ. в мин}$$

4. Мощность поглощенной дозы в воде на опорной глубине, z_{ref}

$$D_w(z_{ref}) = M N_{D,w} = \underline{\hspace{2cm}} \quad \text{Гр/мин}$$

5. Мощность поглощенной дозы в воде на глубине максимума дозы, z_{max}

Глубина максимума дозы: $z_{max} = \underline{0.5}$ г/см²

(i) Установка РИП

Процентная глубинная доза на глубине z_{ref} для поля размера 10 см × 10 см :

$$PDD(z_{ref} = \underline{\hspace{1cm}} \text{ г/см}^2) = \underline{\hspace{1cm}} \%$$

Мощность дозы, калиброванная на глубине z_{max} :

$$D_w(z_{max}) = 100 D_w(z_{ref})/PDD(z_{ref}) = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Гр/мин}$$

(ii) Установка РИЦ

Отношение ткань-максимум на глубине z_{ref} для поля размера 10 см × 10 см :

$$TMR(z_{ref} = \underline{\hspace{1cm}} \text{ г/см}^2) = \underline{\hspace{1cm}}$$

Мощность дозы, калиброванная на глубине z_{max} :

$$D_w(z_{max}) = D_w(z_{ref})/TMR(z_{ref}) = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Гр/мин}$$

^а Все показания должны быть проверены на утечку и при необходимости откорректированы.

^б Ошибка таймера должна быть учтена следующим образом: Поправка при напряжении V_1 определяется так M_A результат интегрирования за время t_A $M_A =$ _____ $t_A =$ _____ мин.

M_B результат интегрирования за n коротких интервалов измерения длиной t_B/n каждый ($2 \leq n \leq 5$)

$$M_B = \underline{\hspace{1cm}} \quad t_B = \underline{\hspace{1cm}} \text{ мин} \quad n = \underline{\hspace{1cm}}$$

Ошибка таймера, $\tau = \frac{M_B t_A - M_A t_B}{n M_A - M_B} = \underline{\hspace{2cm}}$ мин (знак τ должен быть учтен)

$$M_I = \frac{M_A}{t_A + \tau} = \underline{\hspace{2cm}} \quad \square \text{ нКл/мин} \quad \square \text{ делений в мин.}$$

^с Если электродметр не был калиброван отдельно $k_{elec} = 1$.

^д M при определении k_{pol} означает полярность, использованную потребителем. Желательно, чтобы каждое показание в соотношении являлось бы средним отношением M (либо M_+ , либо M_-) к показанию внешнего монитора, M_{em} .

^е Строго говоря, показания должны быть откорректированы на эффект полярности (среднее между двумя полярностями). Желательно, чтобы каждое показание в соотношении являлось бы средним отношением M_I или M_2 к показанию внешнего монитора, M_{em} .

^ф Предполагается, что поверочная лаборатория вносит поправку на рекомбинацию. В противном случае вместо k_s следует использовать коэффициент $k'_s = k_s/k_{s,Q_0}$. Если Q_0 является ^{60}Co , k_{s,Q_0} (в поверочной лаборатории) обычно близок к единице, и эффектом от использования этого соотношения можно пренебречь.

6. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ДЛЯ ПУЧКОВ ФОТОНОВ ВЫСОКИХ ЭНЕРГИЙ

6.1. ОБЩИЕ ПОЛОЖЕНИЯ

Этот раздел содержит правила и рекомендации по стандартной дозиметрии (калибровки пучков) для клинических пучков фотонов высоких энергий, основанные на коэффициенте калибровки дозиметров в единицах поглощённой дозы в воде N_{D,w,Q_0} в опорном пучке с качеством Q_0 . Рекомендации применимы к пучкам фотонов, генерируемым электронами с энергиями в диапазоне от 1 до 50 МэВ.

Для фотонов, общепринятым является использование в качестве опорного Q_0 гамма-излучения ^{60}Co . Некоторые ДЛПЭ выдают калибровочные коэффициенты $N_{D,w,Q}$ для других качеств фотонов Q , но ^{60}Co это единственный источник излучения, доступный всем без исключения поверочным лабораториям. По этой причине все данные в этом разделе приведены к излучению ^{60}Co как к опорному излучению. Пользователи, имеющие калибровочные коэффициенты, полученные на других излучениях, могут при калибровке, тем не менее, использовать предлагаемые рекомендации, пересчитывая свои различные калибровочные коэффициенты $N_{D,w,Q}$ в коэффициенты N_{D,w,Q_0} для ^{60}Co . Эти отношения коэффициентов $N_{D,w,Q}$ к N_{D,w,Q_0} для ^{60}Co требуют экспериментального определения коэффициентов k_Q (см. разд. 4.1 и 6.5.2). Обратите внимание, на то, что если опорным качеством Q_0 является ^{60}Co , коэффициент k_{Q,Q_0} обращается в k_Q , а N_{D,w,Q_0} в $N_{D,w}$. Преимущественным является прямые измерения k_{Q,Q_0} или k_Q для конкретных камер. Если такой возможности нет, то следует использовать таблицы из данных рекомендаций.

6.2. ДОЗИМЕТРИЧЕСКОЕ ОБОРУДОВАНИЕ

6.2.1. Ионизационные камеры

Рекомендации к ионизационным камерам, приведенным в разд.4.2.1., должны быть следующими. Только цилиндрические ионизационные камеры могут быть рекомендованы для стандартных измерений в пучках фотонов высоких энергий. Типы камер и их данные приведены в табл. 14 разд. 6.5.1 настоящих практических рекомендаций. Плоскопараллельные камеры можно использовать только для относительной

дозиметрии²³. Принято, что для пучков фотонов высокой энергии опорная точка цилиндрической камеры при калибровке в поверочной лаборатории и при измерениях в стандартных условиях в пучке пользователя находится на оси камеры в центре объёма полости. Для плоскопараллельной камеры она находится на внутренней поверхности входного окна, в его центре. Эта точка должна помещаться на рекомендованную глубину в водном фантоме. Если используется рабочий детектор, то его следует калибровать по опорной камере, калиброванной при том же качестве излучения (см. разд. 6.6).

6.2.2. Фантомы и насадки на камеры

Необходимо придерживаться рекомендаций относительно фантомов и насадок на камеры, данных в разд. 4.2.3 и 4.2.4. Вода рекомендуется в качестве стандартной среды для измерений поглощенной дозы и качества пучка фотонов²⁴. Размер фантома должен превышать, по крайней мере на 5 см все четыре стороны размера поля, определенного на глубине измерения глубина измерений должна также и быть по крайней мере на 5 г/см² больше максимальной глубины измерения.

Для горизонтальных пучков окно фантома должно быть сделано из пластмассы толщиной t_{win} 0,2–0,5 см. Водозэквивалентная толщина (в г/см²) окна рассчитывается как произведение $t_{win}\rho_{pl}$, где ρ_{pl} – плотность пластика (в г/см³). Обычно используют ПММА и чистый полистирол, с номинальным значением $\rho_{ПММА} = 1,19$ г/см³ и $\rho_{полистирол} = 1,06$ г/см³ [64], которые можно использовать для вычисления водозэквивалентной толщины окна.

Для водонепроницаемых камер следует применять защищающую от воды насадку, сделанную из ПММК, предпочтительно не толще 1,0 мм. Воздушная щель между стенкой камеры и насадкой должна быть достаточной (0,1–0,3 мм), для уравнивания давления в камере. Та же насадка, которая применялась при калибровке камеры пользователя,

²³ Для измерений в стандартных условиях плоскопараллельную камеру можно применять только, если она была откалибрована в пучках такого же качества. Когда используется рассчитанный коэффициент k_Q , то недостаток данных для коррекции влияния стенки камеры p_{wall} для фотонов высоких энергий делает эти камеры неподходящими.

²⁴ Фантомы из пластика нельзя использовать для стандартной дозиметрии. Тем не менее, их можно применять для измерений по программе гарантии качества, предусматривающих использование известного переходного коэффициента от пластика к воде.

должна использоваться и для стандартной дозиметрии. Если невозможно использовать ту же насадку, которую применяли при калибровке в поверочной лаборатории, следует использовать другую насадку из того же материала и той же толщины.

6.3. ОПРЕДЕЛЕНИЕ КАЧЕСТВА ПУЧКА

6.3.1. Выбор показателя качества пучка

Для фотонов высокой энергии клинических ускорителей качество пучка Q определяется отношением ткань-фантом, $TPR_{20,10}$, то есть отношением поглощенных доз на глубинах 20 и 10 см в водном фантоме, измеренных при постоянном расстоянии источник-камера 100 см и размере поля 10 x 10 см на уровне камеры²⁵.

Наиболее важной характеристикой качества $TPR_{20,10}$ является его независимость от загрязнения пучка электронами. Эта величина является также критерием эффективного коэффициента ослабления, описывающего приближенно экспоненциальное уменьшение глубинной дозы на

²⁵ $TPR_{20,10}$ может также быть получено из простого соотношения [79]

$$TPR_{20,10} = 1,2661 PDD_{20,10} - 0,0595$$

где $PDD_{20,10}$ является отношением процентных глубинных доз на глубинах 20 и 10 см для размера поля 10 x 10 см на поверхности фантома при РИП = 100 см. Это эмпирическое уравнение было получено на примере 700 ускорителей, подтверждено ранее [80] и использовано в [17]. Альтернативно, $TPR_{20,10}$ может быть вычислено на основе подходящих данных о процентной глубинной дозе на глубине 10 см $PDD(10)$ для размера поля 10 x 10 см и РИП = 100 см. Для данных, опубликованных в [8] получено:

$$TPR_{20,10} = -0,7898 + 0,0329 PDD(10) - 0,000166 PDD(10)^2$$

Исключая энергии свыше 50 МэВ (что соответствует $PDD(10) = 91\%$), максимальное отклонение вычисленных и измеренных данных равно приблизительно 0,6 %, происходит при $PDD(10) = 75\%$. При $PDD(10) = 91\%$ отклонение составляет около 1 %. Так как загрязнение электронами на глубине максимума поглощенной дозы может влиять на процентную глубинную дозу на глубине 10 см, то вычисленное значение $TPR_{20,10}$ можно использовать только для оценки соотношения между $TPR_{20,10}$ и $PDD(10)$, но не при проведении градуировки пучка. Заметим, что свыше 10 МэВ $PDD(10)$ не совпадает с $PDD(10)_x$, примененным в [51], которая относится исключительно к “чистым” пучкам фотонов, без электронного загрязнения.

участке за глубиной максимума дозы [82-84]. Так как $TPR_{20,10}$ является отношением доз, то не требуется применять поправки на смещение для двух глубин, когда используется цилиндрическая камера. К тому же, $TPR_{20,10}$ для большинства клинических установок не зависит от небольших систематических ошибок в установке камеры на каждой глубине.

В литературе предложены и другие определения. Например, процентная доза на глубине 10 см или глубина расположения 80% дозы. Краткий обзор определений качества пучка фотонов, основанный на документе МКРЕ [29], дается в прил. III (см. также [85]). Однако следует подчеркнуть, что это не такой показатель качества пучка, который удовлетворяет всем возможным требованиям, для полного диапазона энергий и всех возможных ускорителей, используемых в больницах и поверочных лабораториях. Это важно отметить, поскольку пучки, полученные на неклинических ускорителях, будут вообще неидентичны пучкам клинических ускорителей.

6.3.2. Измерение качества пучка

План эксперимента по определению величины $TPR_{20,10}$ показан на рис. 6. Стандартные условия измерений приведены в табл. 12.

Хотя определение $TPR_{20,10}$ проводится строго в единицах отношений поглощенных доз, использование отношений ионизации обеспечивает приемлемую точность из-за медленного изменения с глубиной отношения тормозных способностей вода/воздух и допустимое постоянство коэффициента возмущения вне глубины максимума дозы. Влияние рекомбинации ионов на этих двух глубинах следует исследовать и учесть, если обнаружится изменение с глубиной.

6.4. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ

6.4.1. Стандартные условия

Стандартные условия для определения поглощенной дозы в воде приведены в табл. 13.

6.4.2. Определение поглощенной дозы в стандартных условиях

Общая методика дана в разд. 3. Поглощённая доза на опорной глубине z_{ref} в воде для качества Q и в отсутствии камеры определяется как:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (20)$$

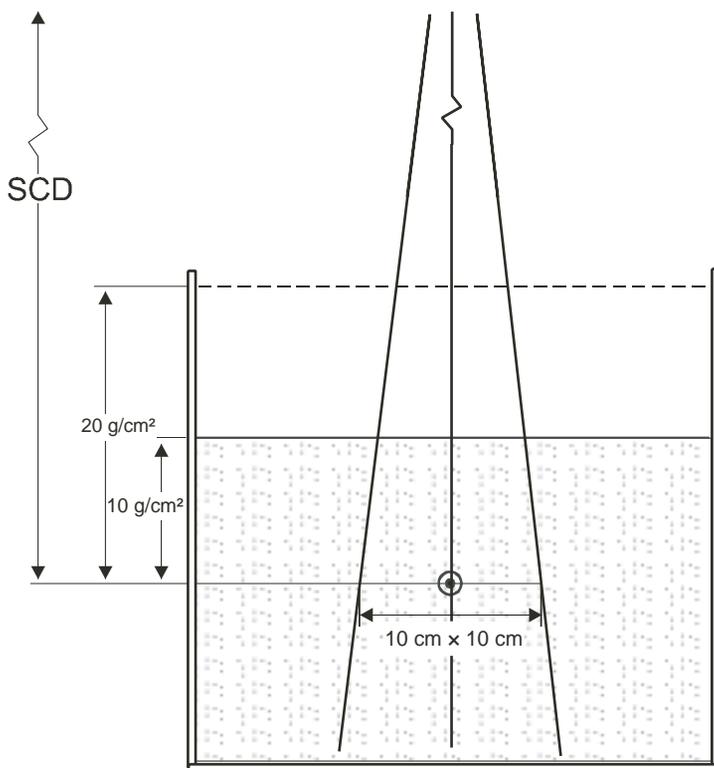


РИС. 6. Схема эксперимента по определению показателя качества пучка Q ($TPR_{20,10}$). Расстояние источник-детектор постоянное, равно 100 см. Измерения проводятся при глубинах 20 г/см² и 10 г/см² в воде. Размер поля в плоскости расположения опорной точки 10 см x 10 см. Можно использовать цилиндрическую или плоскопараллельную камеры.

где M_Q – показания прибора при расположении опорной точки камеры в точке z_{ref} в соответствии с условием пункта 6.4.1., скорректированные на давление и температуру, калибровочный коэффициент электродозиметра, влияние полярности и ионной рекомбинации, как описано в разд. 4.4.3. N_{D,w,Q_0} является калибровочным коэффициентом в единицах поглощённой дозы в воде для дозиметра при опорном качестве излучения Q_0 и k_{Q,Q_0} – коэффициент камеры, характеризующий разницу между показаниями при опорном качестве излучения Q_0 и при измеряемом Q .

ТАБЛИЦА 12. СТАНДАРТНЫЕ УСЛОВИЯ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КАЧЕСТВА ПУЧКА ($TPR_{20,10}$)

Влияющая величина	Стандартные значения или стандартные характеристики
Материал фантома	Вода
Тип камеры	Цилиндрическая или плоскопараллельная
Измеряемые глубины	20 г/см ² и 10 г/см ²
Опорная точка в камере	Для цилиндрической ионизационной камеры на центральной оси в центре объема полости; Для плоскопараллельной камеры – на внутренней поверхности окна в ее центре
Положение опорной точки	Для цилиндрической ионизационной камеры и плоскопараллельной камеры на измеряемой глубине
РИК	100 см
Размер поля	10 см × 10 см ^a

^a Размер поля определяется в плоскости опорной точки детектора, помещенного на рекомендованной глубине в водном фантоме.

6.4.3. Поглощенная доза в точке z_{\max}

Раздел 6.4.2. связан с методикой определения поглощенной дозы на глубине z_{ref} . Однако расчеты при клинической дозиметрии часто приходится относить к дозе в максимуме z_{\max} (или на какой-либо другой глубине). Для этих целей пользователь должен применять процентную глубинную дозу для методики РИП и отношение “ткань – максимум” для методики РИЦ. В разд. 6.7.1. описано, как получать глубинные дозы вдоль центральной оси.

6.5. ЗНАЧЕНИЯ k_{Q,Q_0}

6.5.1. Камера, калиброванная в пучке ^{60}Co

Если стандартным условием при калибровке является гамма-излучение ^{60}Co , то k_{Q,Q_0} обращается в k_Q , а N_{D,w,Q_0} в $N_{D,w}$. Рассчитанные значения коэффициента k_Q приведены в табл. 14. для различных

ТАБЛИЦА 13. СТАНДАРТНЫЕ УСЛОВИЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ ДЛЯ ФОТОНОВ ВЫСОКИХ ЭНЕРГИЙ

Параметр	Стандартные значения или стандартные характеристики
Материал фантома	Вода
Тип камеры	Цилиндрическая
Глубина измерений, z_{ref}	$\text{TPR}_{20,10} < 0.7, 10 \text{ г/см}^2$ (или 5 г/см^2) ^a $\text{TPR}_{20,10} \geq 0.7, 10 \text{ г/см}^2$
Опорная точка камеры	On the central axis at the centre of the cavity volume
Положение этой точки в фантоме	На опорной глубине измерения z_{ref}
РИП/РИК	100 см ^b
Размер поля	10 см × 10 см ^c

^a В предыдущей методике ESTRO-МАГАТЭ [77] предполагалась единая глубина для всех энергий $z_{\text{ref}} = 10 \text{ г/см}^2$. Постоянство с глубиной $N_{D,w}$ подтверждается МБМВ [30]. Однако многие пользователи предпочитают ту же глубину, что и для кобальта, т.е. $z_{\text{ref}} = 5 \text{ г/см}^2$; это допускается и в настоящих рекомендациях.

^b Если доза в стандартных условиях должна быть определена для изоцентрических случаев, то можно использовать равное не 100 см, а то, которое существует на ускорителе.

^c Для методики РИП размер поля определяется на поверхности фантома, тогда как при методике РИО эта величина определяется в плоскости расположения детектора.

используемых энергий, заданных в величинах $\text{TPR}_{20,10}$ и набора камер. Эти данные взяты из расчетов Andreo [20] и могут использоваться для стандартных глубин, приведенных в табл. 13. Насадка из оргстекла толщиной 0,5 мм применяется для всех водопроницаемых камер. Для насадок толщиной менее 1 мм изменение коэффициентов k_Q составляет не более 0,1 %. Промежуточные значения k_Q могут быть получены интерполяцией. Для иллюстрации эти значения приведены на рис. 7. Отношения тормозных способностей и коэффициенты возмущения, используемые при определении поправочного коэффициента k_Q , приведены в прил. II. Отметим, что расчетные значения k_Q не учитывают индивидуальных различий камер и, следовательно, определены с большей погрешностью, чем значения, полученные прямыми измерениями (см. разд.6.8).

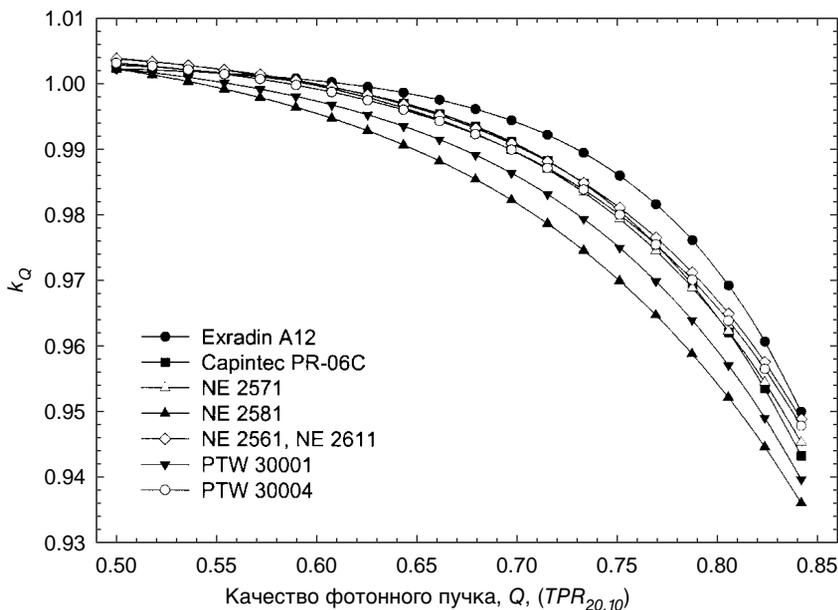


РИС. 7. Сигмовидная аппроксимация расчётных значений k_Q для различных цилиндрических ионизационных камер, обычно используемых для измерений в стандартных условиях, как функция качества пучка фотонов Q ($TPR_{20,10}$). Не закрашенные символы соответствуют ионизационным камерам с графитовыми стенками, закрашенные – камерам со стенками из пластмасс. Данные из табл. 14.

Необходимо заметить, что все значения нормированы к излучению ^{60}Co , коэффициент для которого $k_Q = 1,000$. Если известно соотношение $TPR_{20,10}$ для излучения с чистым спектром ^{60}Co , то чувствительность каждой камеры в пучке ускорителя при том же показателе качества, зависит от ее чувствительности по всему спектру и не обязательно имеет тот же множитель что и для ^{60}Co . В литературе приводятся различные значения качества для ^{60}Co (0,568 для пучка в [86]; 0,572 в [87, 81, 88]; 0,578 в [89]; 0,579 в [90] и т.д.) так что единого значения привести невозможно.

6.5.2. Камера, калиброванная в фотонных пучках ряда качеств

Для камер, откалиброванных в поверочной лаборатории для различных качеств излучения, в идеале следует иметь одно значение N_{D,w,Q_0} , и набор значений k_{Q,Q_0} , полученных при калибровке. Промежуточные значения k_{Q,Q_0} пользователь получает путем

ТАБЛИЦА 14. РАССЧИТАННЫЕ ЗНАЧЕНИЯ k_Q ДЛЯ ПУЧКОВ ФОТОНОВ ВЫСОКИХ ЭНЕРГИЙ ДЛЯ РАЗЛИЧНЫХ ЦИЛИНДРИЧЕСКИХ КАМЕР КАК ФУНКЦИЯ КАЧЕСТВА ПУЧКА $TPR_{20,10}$ (взято из работы *Andreo [20]*)

Тип ионизационной ^a камеры	Качество пучка $TPR_{20,10}$														
	0.50	0.53	0.56	0.59	0.62	0.65	0.68	0.70	0.72	0.74	0.76	0.78	0.80	0.82	0.84
Capintec PR-05P mini	1.004	1.003	1.002	1.001	1.000	0.998	0.996	0.994	0.991	0.987	0.983	0.975	0.968	0.960	0.949
Capintec PR-05 mini	1.004	1.003	1.002	1.001	1.000	0.998	0.996	0.994	0.991	0.987	0.983	0.975	0.968	0.960	0.949
Capintec PR-06C/G Farmer	1.001	1.001	1.000	0.998	0.998	0.995	0.992	0.990	0.988	0.984	0.980	0.972	0.965	0.956	0.944
Exradin A2 Spokas	1.001	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.996	0.994	0.992	0.989	0.986	0.979	0.971	0.962	0.949
Exradin T2 Spokas	1.002	1.001	0.999	0.996	0.993	0.988	0.984	0.980	0.977	0.973	0.969	0.962	0.954	0.946	0.934
Exradin A1 mini Shonka	1.002	1.002	1.001	1.000	1.000	0.998	0.996	0.994	0.991	0.986	0.982	0.974	0.966	0.957	0.945
Exradin T1 mini Shonka	1.003	1.001	0.999	0.996	0.993	0.988	0.984	0.980	0.975	0.970	0.965	0.957	0.949	0.942	0.930
Exradin A12 Farmer	1.001	1.001	1.000	1.000	0.999	0.997	0.994	0.992	0.990	0.986	0.981	0.974	0.966	0.957	0.944
Far West Tech. IC-18	1.005	1.003	1.000	0.997	0.993	0.988	0.983	0.979	0.976	0.971	0.966	0.959	0.953	0.945	0.934
FZH TK 01	1.002	1.001	1.000	0.998	0.996	0.993	0.990	0.987	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.939
Nuclear Assoc. 30-750	1.001	1.001	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.991	0.988	0.984	0.979	0.971	0.963	0.954	0.941
Nuclear Assoc. 30-749	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Nuclear Assoc. 30-744	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Nuclear Assoc. 30-716	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Nuclear Assoc. 30-753 Farmer shortened	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.985	0.980	0.973	0.965	0.956	0.943
Nuclear Assoc. 30-751 Farmer	1.002	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.991	0.989	0.985	0.981	0.977	0.969	0.961	0.953	0.940
Nuclear Assoc. 30-752 Farmer	1.004	1.003	1.001	1.000	0.998	0.996	0.993	0.991	0.989	0.985	0.981	0.974	0.967	0.959	0.947

ТАБЛИЦА 14. (продолж.)

NE 2515	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.994	0.991	0.988	0.984	0.980	0.975	0.967	0.959	0.950	0.937
NE 2515/3	1.005	1.004	1.002	1.000	0.998	0.995	0.993	0.991	0.989	0.986	0.982	0.975	0.969	0.961	0.949
NE 2577	1.005	1.004	1.002	1.000	0.998	0.995	0.993	0.991	0.989	0.986	0.982	0.975	0.969	0.961	0.949
NE 2505 Farmer	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.994	0.991	0.988	0.984	0.980	0.975	0.967	0.959	0.950	0.937
NE 2505/A Farmer	1.005	1.003	1.001	0.997	0.995	0.990	0.985	0.982	0.978	0.974	0.969	0.962	0.955	0.947	0.936
NE 2505/3, 3A Farmer	1.005	1.004	1.002	1.000	0.998	0.995	0.993	0.991	0.989	0.986	0.982	0.975	0.969	0.961	0.949
NE 2505/3, 3B Farmer	1.006	1.004	1.001	0.999	0.996	0.991	0.987	0.984	0.980	0.976	0.971	0.964	0.957	0.950	0.938
NE 2571 Farmer	1.005	1.004	1.002	1.000	0.998	0.995	0.993	0.991	0.989	0.986	0.982	0.975	0.969	0.961	0.949
NE 2581 Farmer	1.005	1.003	1.001	0.998	0.995	0.991	0.986	0.983	0.980	0.975	0.970	0.963	0.956	0.949	0.937
NE 2561/2611 Sec. Std	1.006	1.004	1.001	0.999	0.998	0.994	0.992	0.990	0.988	0.985	0.982	0.975	0.969	0.961	0.949
PTW 23323 micro	1.003	1.003	1.000	0.999	0.997	0.993	0.990	0.987	0.984	0.980	0.975	0.967	0.960	0.953	0.941
PTW 23331 rigid	1.004	1.003	1.000	0.999	0.997	0.993	0.990	0.988	0.985	0.982	0.978	0.971	0.964	0.956	0.945
PTW 23332 rigid	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.976	0.968	0.961	0.954	0.943
PTW 23333	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.985	0.981	0.976	0.969	0.963	0.955	0.943
PTW 30001/30010 Farmer	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.985	0.981	0.976	0.969	0.962	0.955	0.943
PTW 30002/30011 Farmer	1.006	1.004	1.001	0.999	0.997	0.994	0.992	0.990	0.987	0.984	0.980	0.973	0.967	0.959	0.948
PTW 30004/30012 Farmer	1.006	1.005	1.002	1.000	0.999	0.996	0.994	0.992	0.989	0.986	0.982	0.976	0.969	0.962	0.950
PTW 30006/30013 Farmer	1.002	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.940
PTW 31002 flexible	1.003	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.940
PTW 31003 flexible	1.003	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.940
PTW 31006 PinPoint	1.004	1.003	1.001	0.999	0.998	0.995	0.992	0.989	0.985	0.980	0.974	0.966	0.959	0.951	0.940
PTW 31014 PinPoint	1.004	1.003	1.001	0.999	0.998	0.995	0.992	0.989	0.985	0.980	0.975	0.967	0.959	0.952	0.941
SNC 100730 Farmer	1.005	1.004	1.001	0.999	0.998	0.995	0.992	0.989	0.986	0.981	0.976	0.969	0.962	0.954	0.943
SNC 100740 Farmer	1.007	1.006	1.003	1.001	0.999	0.997	0.995	0.993	0.990	0.986	0.983	0.976	0.969	0.961	0.951

ТАБЛИЦА 14. (продолж.)

Victoreen Radocon III 550	1.005	1.004	1.001	0.998	0.996	0.993	0.989	0.986	0.983	0.979	0.975	0.968	0.961	0.954	0.943
Victoreen Radocon II 555	1.005	1.003	1.000	0.997	0.995	0.990	0.986	0.983	0.979	0.975	0.970	0.963	0.956	0.949	0.938
Victoreen 30-348	1.004	1.003	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.982	0.978	0.973	0.966	0.959	0.951	0.940
Victoreen 30-351	1.004	1.002	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.979	0.974	0.967	0.960	0.952	0.941
Victoreen 30-349	1.003	1.002	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.980	0.976	0.969	0.962	0.954	0.942
Victoreen 30-361	1.004	1.003	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.979	0.974	0.967	0.960	0.953	0.942
Scdx-Wellhöfer CC01	1.002	1.002	1.002	1.001	1.000	0.999	0.996	0.994	0.991	0.986	0.981	0.972	0.964	0.956	0.944
Scdx-Wellhöfer CC04/IC04	1.001	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.995	0.992	0.989	0.984	0.979	0.970	0.962	0.953	0.941
Scdx-Wellhöfer CC08/IC05/IC06	1.001	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.995	0.993	0.989	0.985	0.980	0.972	0.964	0.955	0.943
Scdx-Wellhöfer CC13/IC10/IC15	1.001	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.995	0.993	0.989	0.985	0.980	0.972	0.964	0.955	0.943
Scdx-Wellhöfer CC25/IC25	1.001	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.995	0.993	0.989	0.985	0.980	0.972	0.964	0.955	0.943
Scdx-Wellhöfer FC23-C/IC28 Farmer shortened	1.001	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.995	0.993	0.990	0.985	0.980	0.972	0.964	0.955	0.943
Scdx-Wellhöfer FC75-P/IC69 Farmer	1.003	1.002	1.001	0.999	0.998	0.995	0.993	0.990	0.986	0.981	0.976	0.968	0.960	0.952	0.940
Scdx-Wellhöfer FC65-G/IC70 Farmer	1.005	1.004	1.002	1.000	0.998	0.997	0.995	0.992	0.989	0.985	0.981	0.973	0.966	0.958	0.947

^a Некоторые камеры не удовлетворяют минимальным требованиям, изложенным разд. 4.2.1. Однако, они ключены, т.к. используются в клинической практике.

интерполяции. Значения N_{D,w,Q_0} и k_{Q,Q_0} получаются непосредственно из уравнения (20).

Если поверочная лаборатория выдает серию коэффициентов $N_{D,w,Q}$, то их значения должны быть сначала преобразованы в выше названный формат, путем выбора качества пучка фотонов, использованного в поверочной лаборатории в качестве опорного качества Q_0 . Отсюда:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} \quad (21)$$

Интерполяция проводится в соответствии с принципами определения качества излучения, изложенными выше. Напомним, что при опорном качестве излучения ^{60}Co коэффициенты обозначают как $N_{D,w}$ и k_Q .

Если однажды экспериментальные значения N_{D,w,Q_0} и k_{Q,Q_0} получены для конкретной камеры во всем требуемом диапазоне, то нет необходимости в повторной калибровке на всех энергиях. Калибровка необходима лишь при опорном качестве Q_0 . В этом случае, новое значение N_{D,w,Q_0} используется совместно с ранее полученными значениями k_{Q,Q_0} , а проверка энергетической зависимости камеры производится только при каждой третьей калибровке, или при подозрении, что камера была повреждена. В этом нет необходимости, если камера поверяется в одной и той же лаборатории. Однако в любом случае полная калибровка по энергиям необходима по крайней мере один раз в 6 лет.

6.5.3. Камера, калиброванная для опорного качества с экспериментально полученными значениями k_{Q,Q_0}

В некоторых случаях поверочные лаборатории используют экспериментально полученные значения энергетической зависимости для конкретного типа камер при опорном качестве $Q_0 - ^{60}\text{Co}$. Но только значения k_{Q,Q_0} , полученные для большого количества камер при незначительном разбросе данных от камеры к камере, могут быть рекомендованы для использования в этой методике. Это означает, что при данном способе получения данных для конкретной камеры, предпочтительно использовать значения, приведенные в табл. 14. Заметим, что полученные экспериментально данные для конкретной камеры должны соответствовать критериям раздела 4.1.

6.6. КАЛИБРОВКА РАБОЧИХ КАМЕР ПО ОПОРНОЙ (CROSS-CALIBRATION)

Упомянутый в 6.2.1. рабочий детектор может быть калиброван путем непосредственного сличения с образцовой камерой, калиброванной при опорном качестве Q_o . Камеры последовательно помещают в водном фантоме в опорной точке z_{ref} (другая возможность – помещение камер рядом). Калибровочный коэффициент в единицах поглощённой дозы в воде для рабочей камеры получается из:

$$N_{D,w,Q_o}^{field} = \frac{M_{ref}}{M_{field}} N_{D,w,Q_o}^{ref} \quad (22)$$

где M_{ref} и M_{field} –показания прибора на мониторную единицу (МЕ) для обеих камер, скорректированные на влияние температуры и давления, калибровку электрометра, эффект полярности и рекомбинацию ионов, как изложено в рабочей записи (см. также разд. 4.4.3), а N_{D,w,Q_o}^{ref} является калибровочным коэффициентом в единицах поглощённой дозы в воде для опорной камеры. Желательно, чтобы показания M_{ref} и M_{field} были в действительности усредненными $(M_{ref}/M_{em})_{cp}$ и $(M_{field}/M_{em})_{cp}$, где $(M_{ref}/M_{em})_i$ и $(M_{field}/M_{em})_i$ являются соответственно отношениями показаний опорного детектора и рабочего прибора к показаниям внешнего монитора. Желательно чтобы внешний монитор помещался внутри фантома приблизительно на глубине z_{ref} на расстоянии 3–4 см от центра камеры в направлении главной оси в поперечной плоскости пучка. Отметим, что в случае измерений, когда камеры стоят рядом, внешний монитор не нужен, если распределение дозы по профилю пучка достаточно равномерно.

Следовательно, рабочая камера с градуировочным коэффициентом N_{D,w,Q_o}^{field} может быть использована для определения поглощённой дозы в воде в пучке пользователя согласно процедуре, описанной в разд. 6.4.2, при замене N_{D,w,Q_o} на N_{D,w,Q_o}^{field} .

6.7. ИЗМЕРЕНИЯ В НЕСТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ

Клиническая дозиметрия требует проведения измерений в нестандартных условиях, таких, как измерения центрально-осевых распределений, величины радиационного выхода, коэффициентов пропускания клина, отношения ткань-максимум, распределения изодоз,

профильных сечений пучка и коэффициентов радиационного выхода в зависимости от размера и формы поля для стандартных и нестандартных условий. Такие измерения должны выполняться для всех используемых энергий, размеров полей, РИП и РИЦ используемых в лучевой терапии.

6.7.1. Распределение дозы вдоль центральной оси по глубине

Измерения следует проводить в условиях, оговоренных в разд. 4.2., в зависимости от применяемых фантомов и дозиметров, хотя можно использовать и другие типы детекторов. Плоскопараллельные камеры рекомендуется использовать для измерения зависимости ионизации от глубины. Если измерения проводят цилиндрической камерой, то следует учитывать точку центра эффективного объёма камеры. Считается, что ионизационная кривая должна быть сдвинута на 0,6 радиуса полости камеры в сторону поверхности [17, 21]. Для точных измерений в области накопления, следует использовать экстраполяционные или хорошо защищенные плоскопараллельные камеры с фиксированным расстоянием между электродами. Особое внимание следует уделить твердотельным детекторам (диоды или алмазные детекторы) при измерениях глубинных доз (см. например [21]). Для этих целей следует применять только те твердотельные детекторы, которые регулярно сличаются с опорным (исходным) детектором (ионизационной камерой).

Так как можно считать с достаточной точностью, что тормозные способности и влияние возмущения не зависят от глубины для данного качества пучка и размера поля, то распределение относительной ионизации может использоваться в качестве распределения поглощенной дозы при глубинах ниже максимума дозы.

6.7.2. Коэффициенты радиационного выхода

Этот коэффициент может быть определен как отношение скорректированных показаний дозиметра при нестандартных условиях к стандартным условиям. Измерения обычно проводятся или на глубине максимума дозы или на опорной глубине [77], а затем пересчитываются к глубине максимума дозы с помощью процентных глубинных доз или отношения ткань-максимум. Особое внимание следует уделить равномерности поля излучения, падающего на ионизационную камеру при измерениях коэффициента пропускания клина и при полях менее 5 x 5 см. Детекторы большого размера не применимы в этих случаях из-за большой погрешности в измерениях. Некоторые ускорители создают резко выраженные V-образные профили, изменяющиеся с глубиной и

размером поля. Цилиндрические камеры с большой длиной полости и плоскопараллельные камеры с большими собирающими электродами в таких случаях применять нельзя (см. разд. 4.1.)

При измерениях в клиновидных полях доза в направлении клина меняется очень сильно. В таких пучках размеры детектора в направлении клина должны быть наименьшими. Совпадение центральных осей пучка, коллиматора, и клина должно быть тщательно проверено заранее.

6.8. ОЦЕНКА НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ РЕЗУЛЬТАТА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ ПРИ СТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ

Если исходный дозиметр используется для определения поглощённой дозы в воде в пучке пользователя, то вклад в неопределённость различных процедур и физических констант можно разделить на два этапа. Этап 1 включает в себя неопределённость калибровки дозиметра в единицах $N_{D,w}$ в поверочной лаборатории. 2-ой этап связан с измерениями в рабочем пучке пользователя и включает неопределённость определения поглощённой дозы в воде в опорной точке водного фантома. Неопределённость за счет определения качества излучения рабочего пучка, k_Q , также входит во второй этап. Вклад различных факторов, приводящих к неопределённости в оценке k_Q , приведен в прил. II. Сложение квадратур составляющих неопределённости, возникающих на этапах 1 и 2, даёт суммарную величину стандартной неопределённости определения поглощённой дозы в воде в опорной точке.

Оцененные неопределённости калибровки в пучке фотонов высокой энергии приведены в табл. 15. Если калибровка осуществлялась по ^{60}Co в ДЛВЭ, то суммарная неопределённость определения D_w оценивается обычно в 1,5% при использовании расчётных значений k_Q . Эта оценка может несколько изменяться в зависимости от того, как оценивает свой вклад в суммарную неопределённость поверочная лаборатория. Если калибровка исходного дозиметра производится в ДЛПЭ и используется расчётное значение k_Q , нет оснований ожидать существенного уменьшения неопределённости определения D_w , так как определяющий вклад даёт неопределённость величин k_Q . Если эти величины определяются в ДЛПЭ с помощью камеры пользователя, неопределённость определения D_w снижается примерно до 1,2%. При использовании рабочего прибора неопределённость определения дозы возрастает (примерно на 0,2%) из-за дополнительной неопределённости, связанной со сравнением рабочего дозиметра с откалиброванным исходным дозиметром.

ТАБЛИЦА 15. ОЦЕНКА ОТНОСИТЕЛЬНОЙ СТАНДАРТНОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ^a $D_{w,Q}$ НА ОПОРНОЙ ГЛУБИНЕ В ВОДНОМ ФАНТОМЕ В ПУЧКЕ ФОТОНОВ ВЫСОКОЙ ЭНЕРГИИ ПРИ ИЗМЕРЕНИИ КАМЕРОЙ ОТКАЛИБРОВАННОЙ ПО ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЮ ^{60}Co

Физическая величина или процедура	Относительная стандартная неопределенность (%)
<i>Этап 1: Поверочная лаборатория^b</i>	
Калибровка вторичного эталона в ДЛПЭ, $N_{D,w}$	0,5
Долговременная стабильность вторичного эталона	0,1
Калибровка дозиметра пользователя в поверочной лаборатории, $N_{D,w}$	0,4
<i>Суммарная неопределенность этапа 1</i>	<i>0,6</i>
<i>Этап 2: Пучок фотонов высокой энергии пользователя</i>	
Долговременная стабильность дозиметра пользователя	0,3
Обеспечение стандартных условий	0,4
Показания дозиметра M_Q относительно монитора	0,6
Поправка на влияющие величины k_i	0,4
Поправка на качество излучения k_Q (расчетные величины)	1,0 ^c
<i>Суммарная неопределенность этапа 2</i>	<i>1,4</i>
Суммарная стандартная неопределенность значения $D_{w,Q}$ (Этапы 1 + 2)	1,5

^a См. Руководство ИСО [32] по определению неопределённостей или прил. IV. Оценки, данные в таблице, следует рассматривать как типовые. Они могут изменяться в зависимости от неопределённости, вносимой поверочными лабораториями в калибровочный коэффициент, и вносимых пользователем при проведении эксперимента.

^b Если калибровка дозиметра пользователя проводится в ДЛПЭ, то стандартная неопределённость этапа 1 будет меньше. Соответственно погрешность величины D_w будет меньше.

^c Если k_Q для камеры пользователя будет измерен в ДЛПЭ, то погрешность составит около 0,7 %.

6.9. ФОРМА РАБОЧЕЙ ЗАПИСИ

Определение поглощенной дозы в воде для высокоэнергетического фотонного излучения

Пользователь _____ Дата: _____

1. Терапевтический аппарат и опорные условия для определения $D_{w,Q}$

Ускоритель: _____ Номинальный потенциал: _____ МВ

Номинальная мощность дозы: _____ МУ/мин Качество пучка, Q ($TPR_{20,10}$): _____

Опорный фантом: _____ водный Установлено: РИП РИЦ

Стандартный размер поля: 10×10 см \times см Стандартное расстояние (см): _____

Опорная глубина z_{ref} : _____ г/см²

2. Ионизационная камера и электрометр

Модель ионизационной камеры: _____ Серийный номер: _____

Стенка камеры _____ материал: _____ толщина: _____ г/см²

Водонепроницаемая насадка _____ материал: _____ толщина: _____ г/см²

Окно фантома _____ материал: _____ толщина: _____ г/см²

Калибровочный коэффициент по поглощенной дозе в воде^a $N_{D,w,Q_0} =$ _____ Гр/нКл

Гр/показание прибора

Качество при калибровке Q_0 ⁶⁰Co фотонный пучок Глубина точки калибровки: _____ г/см²

Если Q_0 фотонный пучок, приведите $TPR_{20,10}$: _____

Условия калибровки P_0 : _____ кПа T_0 : _____ °C Относит. влажность: _____ %

Потенциал на камере V_1 : _____ В Полярность при калиб.: +ve -ve

коррективка на эффект полярности

Полярность у пользователя: +ve -ve

Поверочная лаборатория: _____ Дата: _____

Модель электрометра: _____ Серийный номер: _____

Калибровка отдельно от камеры: да нет Установленный диапазон: _____

Если да, то калибровочная лаборатория: _____ Дата: _____

3. Показания дозиметра^b и поправки на влияющие величины

Нескорректированные показания дозиметра при V_1 и полярность у пользователя: _____ нКл показание прибора

Соответствующее показание монитора ускорителя: _____ МУ

Отношение показаний дозиметра к показаниям монитора: $M_1 =$ _____

нКл/МЕ показание прибора

(i) Давление P : _____ кПа Температура T : _____ °C

Относ. влажность(если известна): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T) P_o}{(273.2 + T_o) P} = \underline{\hspace{2cm}}$$

(ii) Поправочный коэффициент на чувствительность электрометра^c k_{elec} : нКл/показ.

безразмерный $k_{elec} = \underline{\hspace{2cm}}$

(iii) Поправка на полярность^d делений при $+V_1$: $M_+ = \underline{\hspace{2cm}}$

делений при $-V_1$: $M_- = \underline{\hspace{2cm}}$

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \underline{\hspace{2cm}}$$

(iv) Поправка на рекомбинацию (метод двух напряжений)

Напряжение на камере: V_1 (нормальное) = $\underline{\hspace{2cm}}$ В

V_2 (уменьшенное) = $\underline{\hspace{2cm}}$ В

Показания^e при каждом напряжении V: $M_1 = \underline{\hspace{2cm}}$ $M_2 = \underline{\hspace{2cm}}$

Отношение напряжений $V_1/V_2 = \underline{\hspace{2cm}}$ Отношение показаний $M_1/M_2 = \underline{\hspace{2cm}}$

Используйте табл. 9 для пучков типов: импульсного импульсно-сканирующего

$a_0 = \underline{\hspace{2cm}}$ $a_1 = \underline{\hspace{2cm}}$ $a_2 = \underline{\hspace{2cm}}$

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \underline{\hspace{2cm}} \text{ f,g}$$

Скорректированное показание дозиметра при напряжении V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \underline{\hspace{2cm}} \quad \text{ нКл/МЕ } \quad \text{ показаний/МЕ }$$

4. Мощность поглощенной дозы в воде на опорной глубине z_{ref}

Поправка на качество пучка для излучения пользователя Q: $k_{Q,Q_o} = \underline{\hspace{2cm}}$

взяты из табл. 14 другие определения: $\underline{\hspace{2cm}}$

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_o} k_{Q,Q_o} = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Гр/МЕ}^h$$

5. Мощность поглощенной дозы в воде на глубине максимума дозы, z_{max}

Глубина максимума дозы: $z_{max} = \underline{\hspace{2cm}}$ Г/см²

(i) Установка РИП

Процентная глубинная доза на глубине z_{ref} для поля размера 10 см × 10 см:

$$PDD(z_{ref} = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Г/см}^2) = \underline{\hspace{2cm}} \%$$

Калибровка монитора по мощности дозы на глубине z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Гр/MU}$$

(ii) Установка РИЦ

Отношение ткань-максимум на глубине z_{ref} для поля размера 10 см × 10 см:

$$TMR(z_{ref} = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Г/см}^2) = \underline{\hspace{2cm}}$$

Калибровка монитора по мощности на глубине z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = D_{w,Q}(z_{ref}) / TMR(z_{ref}) = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Гр/MU}$$

^a Заметим, что если Q_o есть ⁶⁰Co, N_{D,w,Q_o} обозначается как $N_{D,w}$.

^b Все показания должны быть проверены на утечку и при необходимости откорректированы.

^c Если электрометр не был калиброван отдельно, $k_{\text{elec}} = 1$.

^d M при определении k_{pol} означает полярность, использованную потребителем. Желательно, чтобы каждое показание в соотношении являлось бы средним отношением M (либо M_+ , либо M_-) к показанию внешнего монитора, M_{em} .

Предполагается, что поверочная лаборатория внесла поправку на полярность напряжения.

В противном случае k_{pol} определяется следующим образом:

показания при $+V_1$ для качества Q_o : $M_+ = \underline{\hspace{2cm}}$

показания при $-V_1$ для качества Q_o : $M_- = \underline{\hspace{2cm}}$

$$k_{\text{pol}} = \frac{\left[(|M_+| + |M_-|) / |M| \right]_{Q_o}}{\left[(|M_+| + |M_-|) / |M| \right]_{Q_o}} = \underline{\hspace{4cm}}$$

^e Строго говоря, показания должны быть откорректированы на эффект полярности (среднее между двумя полярностями). Желательно, чтобы каждое показание в соотношении являлось бы средним отношением M_1 или M_2 к показанию внешнего монитора, M_{em} .

^f Предполагается, что поверочная лаборатория вносит поправку на рекомбинацию. В противном случае вместо k_s следует использовать коэффициент $k_s/k_{s,Q_o}$. Если Q_o является ^{60}Co , k_{s,Q_o} (в поверочной лаборатории) обычно близок к единице, и эффектом от использования этого соотношения можно пренебречь.

^g Проверьте чтобы $k_s - 1 \approx \frac{M_1/M_2 - 1}{V_1/V_2 - 1}$

^h Обратите внимание, что если Q_o является ^{60}Co , k_Q, Q_o обращается в k_Q , как это следует из табл. 14.

7. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ДЛЯ ПУЧКОВ ЭЛЕКТРОНОВ ВЫСОКИХ ЭНЕРГИЙ

7.1. ОБЩИЕ ПОЛОЖЕНИЯ

Этот раздел содержит правила и рекомендации по стандартной дозиметрии (калибровке пучков) и рекомендации для относительной дозиметрии в клинических пучках электронов с энергиями от 3 до 50 МэВ. Он основывается на калибровочном коэффициенте дозиметра в единицах поглощенной дозы в воде N_{D,w,Q_0} для опорного пучка с качеством Q_0 . За пучок с данным опорным качеством может быть принят либо пучок гамма-излучения ^{60}Co , либо некоторый пучок электронов. В последнем случае дозиметр может быть откалиброван либо в поверочной лаборатории, либо на клиническом электронном пучке путем калибровки рабочей камеры по опорной (исходной).

Кроме того, что новые рекомендации основаны на эталонах единицы поглощенной дозы, их существенное отличие от установившейся практики – это использование новой опорной глубины. Эта глубина выбирается так, чтобы значительно сократить влияние различий спектров между разными ускорителями и между вкладами электронной и фотонной составляющей для клинического электронного пучка [21, 91]. Для упрощения, качество пучка и все факторы, от него зависящие, выражаются через глубину половинного значения дозы, R_{50} а не через энергию пучка. Это изменение приводит к подобию с фотонной дозиметрией, где на протяжении многих лет качество пучка выражалось через проникающую способность.

7.2. ДОЗИМЕТРИЧЕСКОЕ ОБОРУДОВАНИЕ

7.2.1. Ионизационные камеры

Необходимо следовать рекомендациям в отношении ионизационных камер, приведенным в разд. 4.2.1. Для всех качеств пучка рекомендуется применять плоскопараллельные камеры, а для пучков с качеством $R_{50} < 4 \text{ г/см}^2$ ($E_0 < 10 \text{ МэВ}$)²⁶ их применение обязательно. В идеальном

²⁶ Принимается приблизительное соотношение $E_0 = 2,33 R_{50}$, где E_0 - средняя энергия излучения на поверхности фантома в МэВ, а R_{50} выражено в г/см^2 . Первичным является установление R_{50} для определения E_0

случае, камеры должны быть откалиброваны в пучке электронов либо непосредственно в поверочных лабораториях, либо путем калибровки рабочей камеры по опорной на клиническом электронном пучке. Для плоскопараллельных камер опорная точка выбирается на внутренней поверхности входного окна, в центре. Эта точка может совпадать с интересующей точкой фантома. Толщина окна для различных плоскопараллельных камер приведена в табл. 4.

Для пучков с качеством $R_{50} > 4 \text{ г/см}^2$ ($E_0 = 10 \text{ МэВ}$) могут использоваться цилиндрические камеры. Опорная точка цилиндрической камеры располагается на центральной оси в центре полости. Для измерения электронных пучков эта точка помещается в фантоме на расстоянии $0,5 r_{\text{cyl}}$ ниже интересующей точки, где r_{cyl} – радиус воздушной полости камеры²⁷. Значения r_{cyl} для различных типов цилиндрических камер приведены в табл. 3.

7.2.2. Фантомы и насадки на камеры

Как для определения поглощенной дозы, так и для определения качества пучка необходимо следовать рекомендациям в отношении фантомов и камер, приведенным в разд. 4.2.3 и 4.2.4. Для измерения электронных пучков в качестве стандартной среды рекомендуется вода. Размер фантома должен превышать, по крайней мере, на 5 см все четыре стороны размера поля, определенного на глубине измерения и быть, по крайней мере, на 5 г/см^2 больше максимальной глубины, на которой могут производиться измерения. Для горизонтальных пучков электронов окно фантома должно быть сделано из пластика и иметь толщину t_{win} между 0,2 и 0,5 см²⁸. При размещении камеры на заданной глубине следует учитывать водозэквивалентную толщину окна фантома (в г/см^2). Эта толщина вычисляется как произведение $t_{\text{win}} \rho_{\text{pl}}$, где ρ_{pl} – плотность пластика (в

²⁷ В этом случае использование понятия размещения камеры в «эффективной точке измерения» (см. разд. 1.6) избавляет от необходимости введения поправки на градиент флюенса. Это особенно важно, поскольку в отличие от [17, 21] опорная глубина, определяемая в настоящих рекомендациях, не всегда совпадает с глубиной максимума дозы.

²⁸ Окошко должно очень незначительно прогибаться наружу под действием давления воды. Любой такой эффект должен приниматься во внимание при размещении камеры на интересующую глубину, особенно для пучков электронов малых энергий.

г/см³). Для используемого обычно пластика ПММА (полиметилметакрилата) и чистого полистирола можно использовать номинальные значения $\rho_{\text{ПММА}} = 1,19 \text{ г/см}^3$ и $\rho_{\text{полист}} = 1,06 \text{ г/см}^3$ соответственно [64]. При определенных обстоятельствах для пучков с качеством $R_{50} < 4 \text{ г/см}^2$ ($E_0 \geq 10 \text{ МэВ}$) может использоваться пластиковый фантом; при этом все глубины должны быть пропорционально пересчитаны (см. разд. 4.2.3. и 7.8.)²⁹.

Не защищенные от воды плоскопараллельные камеры должны использоваться в водозащитной оболочке, предпочтительно из ПММА или материала, из которого сделаны стенки камеры. В идеальном случае впереди и сзади воздушной полости не должно быть больше чем 1 мм дополнительного материала. Воздушная полость между стенками камеры и оболочкой должна быть достаточной (от 0,1 до 0,3 мм) для того, чтобы уравновесить давление воздуха в камере и внешнее давление. Для обоих типов камер при калибровке в поверочной лаборатории и измерениях в клинике должны использоваться одни и те же защитные материалы.

Особенно важно обратить внимание на размещение камеры в интересующей точке в случае, когда используются совместно расчетные значения k_{Q,Q_0} , приведенные в данном разделе, водозэквивалентная толщина стенок камеры (в г/см²) и некоторые водозащитные материалы. Однако практически эти изменения слишком малы, поэтому в практических случаях ими можно пренебречь. Общие соображения по размещению камер приведены в разд. 4.2.5.

7.3. ОПРЕДЕЛЕНИЕ КАЧЕСТВА ПУЧКА

7.3.1. Выбор показателя качества пучка

Для пучков электронов показателем качества является глубина в воде R_{50} . Это глубина в воде (в г/см²), на которой поглощенная доза становится равной половине максимальной поглощенной дозы, измеренной при постоянном РИП=100 см и поле на поверхности фантома 10 x 10 см для $R_{50} \leq 7 \text{ г/см}^2$ ($E_0 \leq 16 \text{ МэВ}$) и, как минимум, 20 x 20 см для $R_{50} > 7 \text{ г/см}^2$ ($E_0 \geq 16 \text{ МэВ}$). Как было отмечено в [21], некоторые ускорители при высоких энергиях электронов имеют очень плохую гомогенность при

²⁹ Пластиковые фантомы могут использоваться для измерений по программе качества, имея в виду, что коэффициент перехода от пластика к воде определен в процессе калибровки пучка.

больших размерах полей, в то время как для малых полей она улучшается за счет электронного рассеивания от коллиматора (или аппликатора и т.п.). В этом случае могут использоваться поля меньших размеров, при условии, что R_{50} изменяется от такового при поле 20 см х 20 см не более, чем на 0,1 г/см².

Выбор R_{50} в качестве показателя качества – основное отличие от принятой практики, где качество пучка определялось средней энергией электронов на поверхности фантома E_0 . Но так как E_0 обычно определяется именно через R_{50} , то это изменение показателя качества – лишь упрощение, при котором нет необходимости перехода к энергии.

7.3.2. Измерение качества пучка

Стандартные условия для определения R_{50} приведены в табл. 16.

ТАБЛИЦА 16. СТАНДАРТНЫЕ УСЛОВИЯ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КАЧЕСТВА ЭЛЕКТРОННОГО ПУЧКА (R_{50})

Влияющая величина	Стандартные значения или стандартные характеристики
Материал фантома	Для $R_{50} \geq 4$ г/см ² , вода Для $R_{50} < 4$ г/см ² , вода или пластик
Тип камеры	Для $R_{50} \geq 4$ г/см ² , плоскопараллельная или цилиндрическая Для $R_{50} < 4$ г/см ² , плоскопараллельная
Опорная точка камеры	Для плоскопараллельной камеры – на внутренней поверхности окна, в центре Для цилиндрической камеры – на центральной оси в центре объема полости
Положение опорной точки камеры	Для плоскопараллельной камеры – в интересующей точке. Для цилиндрической камеры, на 0.5 r_{cyl} ниже интересующей точки
РИП	100 см
Размер поля на поверхности фантома	Для $R_{50} \leq 7$ г/см ² , как минимум 10 см × 10 см Для $R_{50} > 7$ г/см ² , как минимум 20 см × 20 см ^a

^a Могут использоваться поля меньшие 20 см × 20 см при условии, что R_{50} изменяется от такового при поле 20 см × 20 см не более, чем на 0.1 г/см².

Для всех качеств пучка предпочтительной в качестве детектора является плоскопараллельная камера. Для пучков с качеством $R_{50} \geq 4 \text{ г/см}^2$ ($E_0 \geq 10 \text{ МэВ}$) можно использовать цилиндрическую камеру, при том, что опорная точка располагается на $0,5 r_{cyl}$ ниже интересующей точки фантома. Предпочтительно пользоваться водным фантомом. Для вертикальных пучков направление сканирования должно идти к поверхности для уменьшения эффекта образования мениска. Для пучков с качеством $R_{50} < 4 \text{ г/см}^2$ ($E_0 \leq 10 \text{ МэВ}$) может использоваться пластиковый фантом; при этом все глубины должны быть пропорционально пересчитаны по схеме, приведенной в разд. 7.8.

Для всех глубин требуется вносить поправки на рекомбинацию ионов и полярность напряжения на камере (см. разд. 4.4.3.). Эти поправки могут быть получены из небольших серий измерений, например, около поверхности, в максимуме ионизации и на глубине, соответствующей 90% и 50% от максимума ионизации. Для измерений, проводящихся в течение короткого периода времени, поправки на температуру и давление можно не вносить.

При использовании ионизационной камеры, измеряемая величина является половиной значения от распределения ионизационного тока по глубине в воде, $R_{50, ion}$. Это глубина в воде (в г/см^2), при которой ионизационный ток равен 50% от максимального значения. Половинное значение распределения дозы в воде R_{50} получают, используя следующие формулы [92]:

$$\begin{aligned} R_{50} &= 1.029 R_{50, ion} - 0.06 \text{ г/см}^2 & (R_{50, ion} \leq 10 \text{ г/см}^2) \\ R_{50} &= 1.059 R_{50, ion} - 0.37 \text{ г/см}^2 & (R_{50, ion} > 10 \text{ г/см}^2) \end{aligned} \quad (23)$$

В качестве альтернативы ионизационной камере для определения R_{50} могут быть использованы другие детекторы (например, диод, алмазный детектор и т.п.). В этом случае пользователь должен убедиться, что детектор пригоден для измерения глубинных доз путем проведения сравнительных измерений с ионизационными камерами во всем диапазоне значений качества пучка.

7.4. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ

7.4.1. Стандартные условия

Стандартные условия для определения поглощённой дозы в воде для пучков электронов приведены в табл. 17. Так как выбор точного размера

ТАБЛИЦА 17. СТАНДАРТНЫЕ УСЛОВИЯ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ ПУЧКОВ ЭЛЕКТРОНОВ В ВОДЕ

Влияющая величина	Стандартные значения или стандартные характеристики
Материал фантома	Для $R_{50} \geq 4$ г/см ² , вода Для $R_{50} < 4$ г/см ² , вода или пластик
Тип камеры	Для $R_{50} \geq 4$ г/см ² , плоскопараллельная или цилиндрическая Для $R_{50} < 4$ г/см ² , плоскопараллельная
Глубина измерения z_{ref}	$0,6 R_{50} - 0,1$ г/см ²
Опорная точка камеры	Для плоскопараллельной камеры – на внутренней поверхности окна, в центре Для цилиндрической камеры – на центральной оси в центре объема полости
Положение опорной точки камеры	Для плоскопараллельной камеры – в интересующей точке. Для цилиндрической камеры, на $0,5 r_{cyl}$ ниже интересующей точки
РИП	100 см
Размер поля на поверхности фантома	10 см × 10 см или то, которое используется для определения выходных параметров, если оно больше

поля некритичен, то наиболее удобным в качестве стандартного выбрать поле того размера, которое используется для установления выходных параметров, но оно не должно быть меньше 10 x 10 см на поверхности фантома. Опорная глубина z_{ref} определяется из уравнения [91]:

$$z_{ref} = 0.6 R_{50} - 0.1 \text{ г/см}^2 \quad (R_{50} \text{ в г/см}^2) \quad (24)$$

Эта глубина близка к значению z_{max} при качествах пучка $R_{50} < 4$ г/см² ($E_0 < 10$ МэВ), а для пучков с большим качеством – глубже, чем z_{max} . Конечно, данный выбор опорной глубины менее удобен, чем рекомендуемый в [17], так как для любого ускорителя нельзя найти двух опорных пучков с одинаковой опорной глубиной. Однако показано, что новое значение глубины значительно снижает различия значений калибровочного коэффициента камеры для различных ускорителей [91], и это усиливает аргументы в ее пользу, особенно для плоскопараллельных камер.

Следует отметить, что проведение стандартной дозиметрии для высоких энергий электронных пучков цилиндрическими камерами на глубине большей, чем z_{max} , увеличивает неопределённость за счет эффекта возмущения может увеличиваться. В худшем случае при $R_{50} = 5 \text{ г/см}^2$ (E_0 около 12 МэВ) увеличение неопределённости может достигать 0,3 %.

7.4.2. Определение поглощенной дозы в стандартных условиях

Основной формализм приведен в разд. 3. Поглощённая доза в воде на опорной глубине z_{ref} в воде для пучка с качеством Q и в отсутствии камеры определяется как

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (25)$$

где M_Q – показания дозиметра, откорректированные на температуру и давление, калибровку электрометра, эффект полярности и ионную рекомбинацию, как описано в форме рабочей записи (см. также разд. 4.4.3.). Камера должна быть установлена в фантоме в соответствии с условиями, приведенными в табл. 17. N_{D,w,Q_0} – калибровочный коэффициент дозиметра в единицах поглощённой дозы в воде для опорного качества Q_0 , а k_{Q,Q_0} – коэффициент, корректирующий различия между показаниями при опорном Q_0 и текущим Q качеством пучков.

7.4.3. Поглощенная доза в точке z_{max}

Нормировка для клинических целей в большинстве случаев производится на z_{max} , которая в данном руководстве не всегда соответствует z_{ref} . Для определения поглощенной дозы в z_{max} пользователь для каждого конкретного пучка должен измерить центрально-осевое распределение дозы и пересчитать дозу, определенную в z_{ref} , в дозу в z_{max} . Измерение центрально-осевого распределения обсуждается в разд. 7.7.1.

7.5. ЗНАЧЕНИЯ ДЛЯ k_{Q,Q_0}

Основной формализм приведен в разд. 3. Изменение k_{Q,Q_0} для рабочих камер, откалиброванных по опорной, на электронном пучке пользователя, описывается в разд. 3.2.1., затем в разд. 7.6. и может применяться к камерам, непосредственно откалиброванным в поверочных лабораториях на пучке одинакового качества. Значения коэффициентов тормозной способности и возмущения, используемых для расчетов k_{Q,Q_0} , приводятся в прил. II.

7.5.1. Камеры, откалиброванные в пучке ^{60}Co

Если опорное качество Q_0 соответствует ^{60}Co , то коэффициент k_{Q,Q_0} превращается в k_Q . Рассчитанные значения для k_Q приведены в табл. 18 для различных значений Q и типов камер. Значения для качеств, не приведенных в таблице, могут быть получены интерполяцией. Эта информация также приведена на рис. 8 и 9 для плоскопараллельной и цилиндрической камер соответственно. Отметим, что в случае, если существует общее значение k_{Q,Q_0} , (измеренное для конкретного типа камеры), то оно должно использоваться только в том случае, если соответствует критериям, приведенным в разд.4.1.

7.5.2. Камеры, откалиброванные на пучках электронов ряда качеств

Для камер, откалиброванных на пучках электронов нескольких качеств, в идеальном случае должен быть представлен единый калибровочный коэффициент N_{D,w,Q_0} , определенный для опорного пучка электронов качества Q_0 и один или более измеренных коэффициентов k_{Q,Q_0} , соответствующих другим качествам Q , при которых производилась калибровка.

Однако, если информация представляется в виде набора калибровочных коэффициентов $N_{D,w,Q}$, то одно из качеств³⁰, при которых производилась калибровка, должно быть принято за опорное, Q_0 . Соответствующий коэффициент обозначается как N_{D,w,Q_0} , а остальные коэффициенты $N_{D,w,Q}$ выражаются как набор коэффициентов k_{Q,Q_0} , с использованием формулы:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} \quad (26)$$

Если качество пучка пользователя Q не совпадает с качеством пучка при калибровке, то значение k_{Q,Q_0} для использования в формуле (25) можно получить путем интерполяции.

Камера, откалиброванная на серии пучков с разным качеством, может быть впоследствии перекалибрована в опорном пучке с качеством Q_0 . В этом случае следует использовать новое значение $N_{D,w,Q}$ вместе с

³⁰ Выбор здесь не критичен. Предпочтительным является качество, для которого коэффициент $N_{D,w,Q}$ будет иметь наименьшую относительную неопределённость. Либо качество выбирается в середине диапазона.

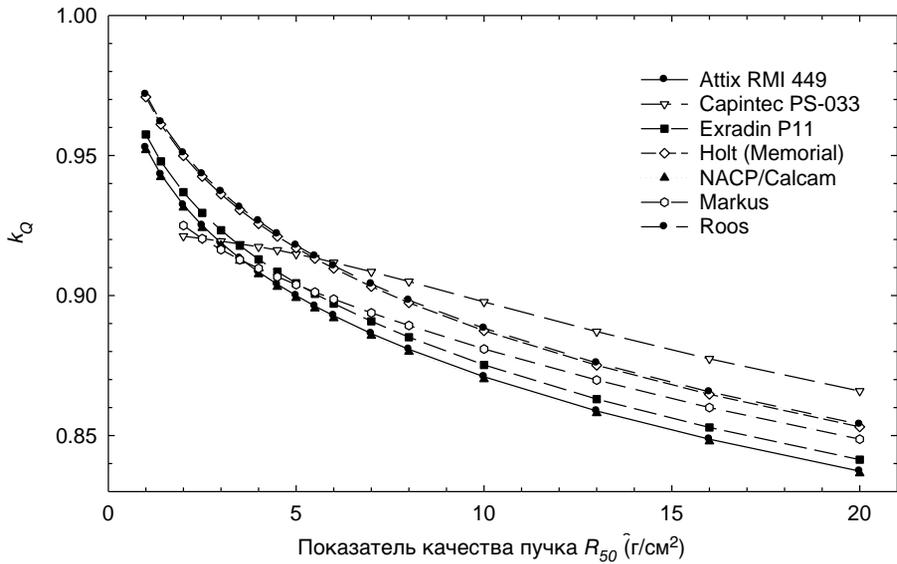


РИС. 8. Рассчитанные значения k_Q электронных пучков для плоскопараллельных камер различного типа, откалиброванных в пучке ^{60}Co .

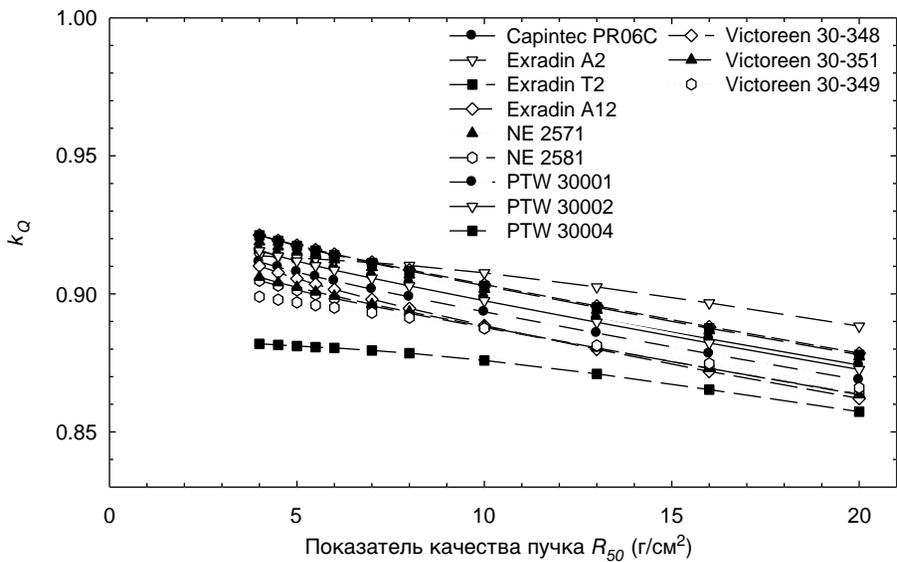


РИС. 9. Рассчитанные значения k_Q электронных пучков для цилиндрических камер различного типа, откалиброванных в пучке ^{60}Co .

ТАБЛИЦА 18. РАССЧИТАННЫЕ ЗНАЧЕНИЯ k_0 ДЛЯ ПУЧКОВ ЭЛЕКТРОНОВ ДЛЯ РАЗЛИЧНЫХ ТИПОВ КАМЕР, ОТКАЛИБРОВАННЫХ НА ПУЧКЕ ^{60}Co , КАК ФУНКЦИЯ КАЧЕСТВА ПУЧКА R_{50}
(Информация получена с использованием значений тормозных способностей и факторов возмущения, приведенных в прил. II)

Тип ионизационной камеры ^a	Качество пучка R_{50} (г/см ²)																
	1.0	1.4	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0	5.5	6.0	7.0	8.0	10.0	13.0	16.0	20.0
<i>Плоскопараллельные камеры</i>																	
Attix RMI 449	0.953	0.943	0.932	0.925	0.919	0.913	0.908	0.904	0.900	0.896	0.893	0.886	0.881	0.871	0.859	0.849	0.837
Capintec PS-033	—	—	0.921	0.920	0.919	0.918	0.917	0.916	0.915	0.913	0.912	0.908	0.905	0.898	0.887	0.877	0.866
Exradin P11	0.958	0.948	0.937	0.930	0.923	0.918	0.913	0.908	0.904	0.901	0.897	0.891	0.885	0.875	0.863	0.853	0.841
Holt (Memorial)	0.971	0.961	0.950	0.942	0.936	0.931	0.926	0.921	0.917	0.913	0.910	0.903	0.897	0.887	0.875	0.865	0.853
НАСР / Calcam	0.952	0.942	0.931	0.924	0.918	0.912	0.908	0.903	0.899	0.895	0.892	0.886	0.880	0.870	0.858	0.848	0.836
Markus	—	—	0.925	0.920	0.916	0.913	0.910	0.907	0.904	0.901	0.899	0.894	0.889	0.881	0.870	0.860	0.849
Roos	0.965	0.955	0.944	0.937	0.931	0.925	0.920	0.916	0.912	0.908	0.904	0.898	0.892	0.882	0.870	0.860	0.848
<i>Цилиндрические камеры</i>																	
Capintec PR06C (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0.916	0.914	0.912	0.911	0.909	0.906	0.904	0.899	0.891	0.884	0.874
Exradin A2 (Spokas)	—	—	—	—	—	—	0.914	0.913	0.913	0.913	0.912	0.911	0.910	0.908	0.903	0.897	0.888
Exradin T2 (Spokas)	—	—	—	—	—	—	0.882	0.881	0.881	0.881	0.880	0.879	0.878	0.876	0.871	0.865	0.857
Exradin A12 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0.921	0.919	0.918	0.916	0.914	0.911	0.909	0.903	0.896	0.888	0.878
NE 2571 (Guarded Farmer)	—	—	—	—	—	—	0.918	0.916	0.915	0.913	0.911	0.909	0.906	0.901	0.893	0.886	0.876
NE 2581 (Robust Farmer)	—	—	—	—	—	—	0.899	0.898	0.896	0.894	0.893	0.890	0.888	0.882	0.875	0.868	0.859
PTW 30001/30010 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0.911	0.909	0.907	0.905	0.904	0.901	0.898	0.893	0.885	0.877	0.868
PTW 30002/30011 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0.916	0.914	0.912	0.910	0.909	0.906	0.903	0.897	0.890	0.882	0.873
PTW 30004/30012 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0.920	0.918	0.916	0.915	0.913	0.910	0.907	0.902	0.894	0.887	0.877
PTW 30004/30013 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0.911	0.909	0.907	0.906	0.904	0.901	0.898	0.893	0.885	0.878	0.868
PTW 31002/31003 (flexible)	—	—	—	—	—	—	0.912	0.910	0.908	0.906	0.905	0.901	0.898	0.893	0.885	0.877	0.867

ТАБЛИЦА 18. (продолж.)

PTW 31006 PinPoint	—	—	—	—	—	—	0.928	0.924	0.921	0.918	0.915	0.910	0.905	0.896	0.885	0.876	0.865
PTW 31006 PinPoint	—	—	—	—	—	—	0.929	0.925	0.922	0.919	0.916	0.910	0.905	0.897	0.886	0.876	0.865
Scdx-Wellhöfer CC01	—	—	—	—	—	—	0.942	0.938	0.935	0.932	0.929	0.923	0.918	0.909	0.898	0.889	0.878
Scdx-Wellhöfer CC04/IC04	—	—	—	—	—	—	0.928	0.925	0.922	0.920	0.918	0.913	0.910	0.902	0.893	0.884	0.874
Scdx-Wellhöfer																	
CC08/IC05/IC06	—	—	—	—	—	—	0.920	0.918	0.917	0.915	0.913	0.910	0.907	0.902	0.894	0.886	0.877
Scdx-Wellhöfer																	
CC13/IC10/IC15	—	—	—	—	—	—	0.920	0.918	0.917	0.915	0.913	0.910	0.907	0.902	0.894	0.886	0.877
Scdx-Wellhöfer CC25/IC25	—	—	—	—	—	—	0.920	0.918	0.917	0.915	0.913	0.910	0.907	0.902	0.894	0.886	0.877
Farmed shortened																	
Scdx-Wellhöfer																	
FC65-P/IC69 Farmer	—	—	—	—	—	—	0.914	0.912	0.911	0.909	0.907	0.904	0.902	0.896	0.889	0.881	0.872
Scdx-Wellhöfer																	
FC65-G/IC70 Farmer	—	—	—	—	—	—	0.920	0.918	0.917	0.915	0.913	0.910	0.907	0.902	0.894	0.886	0.877
Victoreen 30-348	—	—	—	—	—	—	0.910	0.908	0.906	0.903	0.902	0.898	0.895	0.888	0.880	0.872	0.862
Victoreen 30-351	—	—	—	—	—	—	0.906	0.904	0.902	0.901	0.899	0.896	0.893	0.888	0.880	0.873	0.864
Victoreen 30-349	—	—	—	—	—	—	0.899	0.898	0.897	0.896	0.895	0.893	0.891	0.888	0.881	0.875	0.866

^a Некоторые камеры не удовлетворяют минимальным требованиям, изложенным в разд. 4.2.1. Однако, они включены, т.к. используются в клинической практике.

коэффициентами k_{Q,Q_0} , полученными ранее. Отметим, однако, что подобная процедура не может повторяться более чем дважды между калибровками; камера должна перекалибровываться для всех качеств не реже чем каждые шесть лет³¹, либо после того, как возникло подозрение, что камера была повреждена.

7.6. КАЛИБРОВКА РАБОЧИХ ИОНИЗАЦИОННЫХ КАМЕР ПО ОПОРНОЙ (CROSS-CALIBRATION)

Эта процедура относится к калибровке камеры пользователя непосредственным сравнением в соответствующем пучке пользователя с камерой, которая ранее была откалибрована. Особый случай представляет сравнение плоскопараллельной камеры для использования в пучках электронов с опорной цилиндрической камерой, откалиброванной в пучке гамма-излучения ^{60}Co . Несмотря на то, что это дополнительная процедура, такое сравнение обычно приводит к более надёжному определению поглощённой дозы в воде с помощью плоскопараллельной камеры, чем, если бы использовалась плоскопараллельная камера, откалиброванная непосредственно в пучке гамма-излучения ^{60}Co . Это связано в основном с проблемой поправки на p_{wall} для плоскопараллельной камеры при ^{60}Co , которую можно избежать, вводя определение k_{Q,Q_0} . Видоизменённый коэффициент k_{Q,Q_0} , который должен быть использован при таком сравнении, описан в разд. 3.2.1.

7.6.1. Процедура калибровки рабочей ионизационной камеры по опорной

Должен использоваться пучок электронов самой большой имеющейся энергии. Рекомендуется энергия $R_{50} > 7 \text{ г/см}^2$ ($E_0 > 16 \text{ МэВ}$). Опорная камера и камера, подлежащая калибровке, сравниваются путем помещения каждой на опорную глубину z_{ref} в воде в соответствии с условиями для каждой (см. табл. 17). Калибровочный коэффициент в

³¹ Как отмечено в разд. 4.3., эта процедура не должна использоваться для камер, стабильность показаний которых не была подтверждена за период времени, превышающий пять лет.

единицах поглощённой дозы в воде для калибруемой камеры для качества Q_{cross} определяется по формуле:

$$N_{D,w,Q_{cross}}^x = \frac{M_{Q_{cross}}^{ref}}{M_{Q_{cross}}^x} N_{D,w,Q_0}^{ref} k_{Q_{cross},Q_0}^{ref} \quad (27)$$

где $M_{Q_{cross}}^{ref}$ и $M_{Q_{cross}}^x$ показания дозиметра для опорной камеры и калибруемой камеры, соответственно, откорректированные на влияние температуры, давления, калибровку электрометра, эффект полярности и ионную рекомбинацию, как это описано в разд. 4.4.3. N_{D,w,Q_0}^{ref} – калибровочный коэффициент в единицах поглощённой дозы в воде для опорной камеры для качества Q_0 , а k_{Q_{cross},Q_0}^{ref} – корректирующий коэффициент на качество пучка для опорной камеры.

На практике для минимизации влияния изменений выхода ускорителя, показания $M_{Q_{cross}}^{ref}$ и $M_{Q_{cross}}^x$ должны быть усреднены $M_{Q_{cross}}^{ref}/M_{Q_{cross}}^x$ и $M_{Q_{cross}}^x/M_{Q_{cross}}^{em}$ соответственно, измеренные по отношению к внешнему монитору. Внешний монитор в идеальном случае должен быть расположен внутри фантома на глубине z_{ref} , но смещен в сторону на 3 или 4 см от центра камеры.

Обычно качество при калибровке Q_0 для опорной камеры – ^{60}Co , а значение k_{Q_{cross},Q_0}^{ref} выбирается из табл. 18. В случае, когда Q_0 – пучок электронов высокой энергии, k_{Q_{cross},Q_0}^{ref} следует определять с использованием процедуры, описанной в разд. 3.2.1:

$$k_{Q_{cross},Q_0}^{ref} = \frac{k_{Q_{cross},Q_{int}}^{ref}}{k_{Q_0,Q_{int}}^{ref}} \quad (28)$$

где $k_{Q_{cross},Q_{int}}^{ref}$ и $k_{Q_0,Q_{int}}^{ref}$ выбираются из табл. 19.

7.6.2. Дальнейшее использование рабочей камеры, откалиброванной по опорной

Откалиброванная таким образом камера с калибровочным коэффициентом $N_{D,w,Q_{cross}}^x$ может впоследствии использоваться для определения поглощенной дозы в пучке пользователя с качеством Q на основе (25):

$$D_{w,Q} = M_Q^x N_{D,w,Q_{cross}}^x k_{Q,Q_{cross}}^x \quad (29)$$

ТАБЛИЦА 19. РАССЧИТАННЫЕ ЗНАЧЕНИЯ $k_{Q,Q_{int}}$ ДЛЯ РАЗЛИЧНЫХ ТИПОВ КАМЕР, ОТКАЛИБРОВАННЫХ НА ЭЛЕКТРОННОМ ПУЧКЕ, КАК ФУНКЦИЯ КАЧЕСТВА ПУЧКА R_{50}
 (информация получена с использованием значений для тормозных способностей и факторов возмущения, приведенных в прил. III, принимая $Q_{int} = 7.5 \text{ г/см}^2$)

Типы ионизационных камер ^a	Качество пучка R_{50} (г/см ²)																
	1.0	1.4	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0	5.5	6.0	7.0	8.0	10.0	13.0	16.0	20.0
<i>Плоскопараллельные камеры</i>																	
Attix RMI 449	1.078	1.068	1.055	1.047	1.040	1.034	1.028	1.023	1.019	1.014	1.010	1.003	0.997	0.986	0.972	0.961	0.948
Capintec PS-033	—	—	1.016	1.015	1.014	1.013	1.012	1.010	1.009	1.007	1.006	1.002	0.998	0.990	0.978	0.968	0.955
Exradin P11	1.078	1.068	1.055	1.047	1.040	1.034	1.028	1.023	1.019	1.014	1.010	1.003	0.997	0.986	0.972	0.961	0.948
Holt (Memorial)	1.078	1.068	1.055	1.047	1.040	1.034	1.028	1.023	1.019	1.014	1.010	1.003	0.997	0.986	0.972	0.961	0.948
НАСП/Calcam	1.078	1.068	1.055	1.047	1.040	1.034	1.028	1.023	1.019	1.014	1.010	1.003	0.997	0.986	0.972	0.961	0.948
Markus	—	—	1.038	1.032	1.028	1.024	1.020	1.017	1.014	1.011	1.008	1.003	0.997	0.988	0.976	0.965	0.952
Roos	1.078	1.068	1.055	1.047	1.040	1.034	1.028	1.023	1.019	1.014	1.010	1.003	0.997	0.986	0.972	0.961	0.948
<i>Цилиндрические камеры</i>																	
Capintec PR06C (Farmer)	—	—	—	—	—	—	1.012	1.010	1.008	1.006	1.005	1.001	0.999	0.993	0.984	0.976	0.966
Exradin A2 (Spokas)	—	—	—	—	—	—	1.003	1.003	1.002	1.002	1.002	1.001	0.999	0.996	0.991	0.984	0.975
Exradin T2 (Spokas)	—	—	—	—	—	—	1.003	1.003	1.002	1.002	1.002	1.001	0.999	0.996	0.991	0.984	0.975
Exradin A12 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	1.012	1.010	1.008	1.006	1.005	1.002	0.998	0.993	0.984	0.976	0.965
NE 2571 (Guarded Farmer)	—	—	—	—	—	—	1.012	1.010	1.008	1.006	1.005	1.001	0.999	0.993	0.984	0.976	0.966
NE 2581 (Robust Farmer)	—	—	—	—	—	—	1.012	1.010	1.008	1.006	1.005	1.001	0.999	0.993	0.984	0.976	0.966
PTW 30001/30010 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	1.013	1.010	1.008	1.007	1.005	1.002	0.998	0.992	0.984	0.976	0.965
PTW 30002/30011 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	1.013	1.010	1.008	1.007	1.005	1.002	0.998	0.992	0.984	0.976	0.965
PTW 30004/30012 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	1.013	1.010	1.008	1.007	1.005	1.002	0.998	0.992	0.984	0.976	0.965
PTW 30004/30013 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	1.013	1.010	1.008	1.007	1.005	1.002	0.998	0.992	0.984	0.976	0.965

ТАБЛИЦА 19. (продолж.)

PTW 31002/31003 (flexible)	—	—	—	—	—	—	1.014	1.011	1.009	1.007	1.005	1.002	0.998	0.992	0.983	0.974	0.964
PTW 31006 PinPoint	—	—	—	—	—	—	1.023	1.019	1.015	1.012	1.009	1.003	0.997	0.988	0.976	0.965	0.953
PTW 31006 PinPoint	—	—	—	—	—	—	1.023	1.019	1.015	1.012	1.009	1.003	0.997	0.988	0.976	0.965	0.953
Scdx-Wellhöfer CC01	—	—	—	—	—	—	1.023	1.019	1.015	1.012	1.009	1.003	0.997	0.988	0.976	0.965	0.953
Scdx-Wellhöfer CC04/IC04	—	—	—	—	—	—	1.018	1.015	1.012	1.009	1.007	1.002	0.998	0.990	0.980	0.970	0.959
Scdx-Wellhöfer CC08/IC05/IC06	—	—	—	—	—	—	1.013	1.011	1.009	1.007	1.005	1.002	0.998	0.992	0.984	0.975	0.965
Scdx-Wellhöfer CC13/IC10/IC15	—	—	—	—	—	—	1.013	1.011	1.009	1.007	1.005	1.002	0.998	0.992	0.984	0.975	0.965
Scdx-Wellhöfer CC25/IC25	—	—	—	—	—	—	1.013	1.011	1.009	1.007	1.005	1.002	0.998	0.992	0.984	0.975	0.965
Scdx-Wellhöfer FC23-C/IC28	—	—	—	—	—	—	1.012	1.011	1.008	1.006	1.005	1.002	0.998	0.993	0.984	0.976	0.965
Farmed shortened Scdx-Wellhöfer FC65-P/IC69 Farmer	—	—	—	—	—	—	1.012	1.010	0.008	1.006	1.005	1.002	0.998	0.993	0.984	0.976	0.965
Scdx-Wellhöfer FC65-G/IC70 Farmer	—	—	—	—	—	—	1.012	1.010	0.008	1.006	1.005	1.002	0.998	0.993	0.984	0.976	0.965
Victoreen 30-348	—	—	—	—	—	—	1.015	1.013	1.010	1.008	1.006	1.002	0.998	0.991	0.982	0.973	0.962
Victoreen 30-351	—	—	—	—	—	—	1.013	1.010	1.008	1.007	1.005	1.002	0.998	0.992	0.984	0.976	0.965
Victoreen 30-349	—	—	—	—	—	—	1.008	1.006	1.005	1.004	1.003	1.001	0.999	0.995	0.988	0.980	0.971

^a Некоторые камеры не удовлетворяют минимальным требованиям, изложенным в разд. 4.2.1. Однако, они включены, т.к. используются в клинической практике.

Значения для $k_{Q,Q_{cross}}^x$ определяются с использованием процедуры, приведенной в разд. 3.2.1:

$$k_{Q,Q_{cross}}^x = \frac{k_{Q,Q_{int}}^x}{k_{Q_{cross},Q_{int}}^x} \quad (30)$$

где $k_{Q,Q_{int}}^x$ и $k_{Q_{cross},Q_{int}}^x$ выбираются из табл. 19. Отметим, что вышесказанное также может быть использовано для камер, откалиброванных в поверочных лабораториях для одного качества пучка электронов Q_{cross} .

7.7. ИЗМЕРЕНИЯ В НЕСТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ

7.7.1. Распределение дозы вдоль центральной оси по глубине

Измерение распределения дозы вдоль центральной оси по глубине должно происходить в соответствии с процедурой, описанной в разд. 7.3.2, для измерения R_{50} . В случае использования ионизационных камер, измеренное распределение ионизации должно быть пересчитано в распределение дозы³². Для пучка с качеством R_{50} это достигается умножением значения ионизационного тока или заряда для каждой глубины z на отношение тормозных способностей для данной глубины $s_{w,air}$. Значения $s_{w,air}$ приведены в табл. 20 как функция качества пучка R_{50} и относительной дозы в воде z/R_{50} были рассчитаны с использованием формулы (66) из прил. II [91]³³. Промежуточные значения могут быть получены линейной интерполяцией.

Заметим, что эта процедура пренебрегает изменением коэффициента возмущения с глубиной. Это приближение справедливо для хорошо защищённых ионизационных камер типа плоскопараллельных. Для плоскопараллельных камер без хорошей защиты и для цилиндрических камер коэффициент возмущения значителен и должен учитываться. К

³² Этот пересчёт необходим для пучков электронов, поскольку отношение тормозных способностей вода-воздух, $s_{w,air}$, быстро меняется с глубиной.

³³ Величины $s_{w,air}$, применяемые непосредственно в этом уравнении пользователем, должны быть проверены сравнением с величинами, приведенными в табл. 20.

ТАБЛИЦА 20. ЗНАЧЕНИЯ ТОРМОЗНЫХ СПОСОБНОСТЕЙ ПО СПЕНСЕРУ И АТТИКСУ ($\Delta = 10 \text{ keV}$) ВОДА-ВОЗДУХ ($s_{w,air}$) ДЛЯ ЭЛЕКТРОННЫХ ПУЧКОВ КАК ФУНКЦИЯ КАЧЕСТВА ПУЧКА R_{50} И ОТНОСИТЕЛЬНОЙ ГЛУБИНЫ В ВОДЕ z/R_{50}

(информация получена с использованием формулы (66) из прил. II [91])

	Качество пучка R_{50} (г/см ²)																
	1.0	1.4	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0	5.5	6.0	7.0	8.0	10.0	13.0	16.0	20.0
z_{ref} (г/см ²):	0.5	0.7	1.1	1.4	1.7	2.0	2.3	2.6	2.9	3.2	3.5	4.1	4.7	5.9	7.7	9.5	11.9
$s_{w,air}(z_{ref})$:	1.102	1.090	1.078	1.070	1.064	1.058	1.053	1.048	1.044	1.040	1.036	1.029	1.022	1.010	0.995	0.983	0.970
Относительная глубина z/R_{50}																	
0.02	1.076	1.060	1.042	1.030	1.020	1.012	1.004	0.997	0.991	0.986	0.980	0.971	0.963	0.950	0.935	0.924	0.914
0.05	1.078	1.061	1.044	1.032	1.022	1.014	1.006	1.000	0.994	0.988	0.983	0.974	0.965	0.952	0.937	0.926	0.916
0.10	1.080	1.064	1.047	1.036	1.026	1.018	1.010	1.004	0.998	0.992	0.987	0.978	0.970	0.957	0.942	0.931	0.920
0.15	1.083	1.067	1.050	1.039	1.030	1.022	1.014	1.008	1.002	0.997	0.992	0.983	0.975	0.961	0.946	0.935	0.924
0.20	1.085	1.070	1.053	1.043	1.034	1.026	1.019	1.012	1.006	1.001	0.996	0.987	0.979	0.966	0.951	0.940	0.929
0.25	1.088	1.073	1.057	1.046	1.037	1.030	1.023	1.017	1.011	1.006	1.001	0.992	0.984	0.971	0.956	0.945	0.933
0.30	1.091	1.076	1.060	1.050	1.041	1.034	1.027	1.021	1.016	1.010	1.006	0.997	0.989	0.976	0.961	0.950	0.938
0.35	1.093	1.079	1.064	1.054	1.045	1.038	1.032	1.026	1.020	1.015	1.011	1.002	0.995	0.982	0.966	0.955	0.943
0.40	1.096	1.082	1.067	1.058	1.049	1.042	1.036	1.030	1.025	1.020	1.016	1.007	1.000	0.987	0.972	0.960	0.948
0.45	1.099	1.085	1.071	1.062	1.054	1.047	1.041	1.035	1.030	1.025	1.021	1.013	1.006	0.993	0.978	0.966	0.953
0.50	1.102	1.089	1.075	1.066	1.058	1.051	1.046	1.040	1.035	1.031	1.027	1.019	1.012	0.999	0.984	0.971	0.959
0.55	1.105	1.092	1.078	1.070	1.062	1.056	1.051	1.045	1.041	1.036	1.032	1.025	1.018	1.005	0.990	0.977	0.964
0.60	1.108	1.095	1.082	1.074	1.067	1.061	1.056	1.051	1.046	1.042	1.038	1.031	1.024	1.012	0.996	0.984	0.970
0.65	1.111	1.099	1.086	1.078	1.072	1.066	1.061	1.056	1.052	1.048	1.044	1.037	1.030	1.018	1.003	0.990	0.976
0.70	1.114	1.102	1.090	1.082	1.076	1.071	1.066	1.062	1.058	1.054	1.050	1.043	1.037	1.025	1.010	0.997	0.983
0.75	1.117	1.105	1.094	1.087	1.081	1.076	1.072	1.067	1.064	1.060	1.057	1.050	1.044	1.033	1.017	1.004	0.989

ТАБЛИЦА 20. (продолж.)

0.80	1.120	1.109	1.098	1.091	1.086	1.081	1.077	1.073	1.070	1.066	1.063	1.057	1.051	1.040	1.025	1.012	0.996
0.85	1.123	1.112	1.102	1.096	1.091	1.087	1.083	1.080	1.076	1.073	1.070	1.064	1.059	1.048	1.033	1.019	1.004
0.90	1.126	1.116	1.107	1.101	1.096	1.092	1.089	1.086	1.083	1.080	1.077	1.072	1.067	1.056	1.041	1.028	1.011
0.95	1.129	1.120	1.111	1.106	1.102	1.098	1.095	1.092	1.090	1.087	1.085	1.080	1.075	1.065	1.050	1.036	1.019
1.00	1.132	1.124	1.115	1.111	1.107	1.104	1.101	1.099	1.097	1.095	1.092	1.088	1.083	1.074	1.059	1.045	1.028
1.05	1.136	1.127	1.120	1.116	1.113	1.110	1.108	1.106	1.104	1.102	1.100	1.096	1.092	1.083	1.069	1.055	1.037
1.10	1.139	1.131	1.125	1.121	1.118	1.116	1.115	1.113	1.112	1.110	1.109	1.105	1.102	1.093	1.079	1.065	1.046
1.15	1.142	1.135	1.129	1.126	1.124	1.123	1.122	1.120	1.119	1.118	1.117	1.114	1.111	1.104	1.090	1.075	1.056
1.20	1.146	1.139	1.134	1.132	1.130	1.129	1.129	1.128	1.128	1.127	1.126	1.124	1.121	1.115	1.101	1.086	1.066

сожалению, существующая информация о коэффициенте возмущения для этих типов камер точна только для глубин, близких к опорной глубине и поэтому она неудобна для использования на других глубинах, несмотря на то, что данные камеры обычно используются именно на них. Таким образом, использование камер данных типов для измерения центрально-осевого распределения нецелесообразно.

7.7.2. Коэффициенты радиационного выхода

Для каждого пучка электронов должны быть измерены коэффициенты выхода при любых полях, отличных от опорных полей и нестандартных РИП, используемых для лечения пациентов, на глубине z_{max} . Коэффициенты выхода могут определяться как поглощенная доза на глубине z_{max} для данных условий, отнесенная к поглощенной дозе на глубине z_{ref} (или z_{max}) при стандартных условиях. Пользователь должен иметь в виду смещение глубины максимума дозы z_{max} , особенно для полей малых размеров и высоких энергий пучков.

Для таких детекторов, как алмазный, диод и т.п., коэффициенты выхода могут быть адекватно аппроксимированы путем отнесения показаний в таких условиях к показаниям в стандартных условиях. Для ионизационных камер измеренные отношения ионизационного тока или заряда должны быть скорректированы на изменения $s_{w,air}$ с глубиной, с использованием табл. 20. Те же соображения следует иметь в виду и в разд. 7.7.1., несмотря на то, что здесь учитывается еще и эффект возмущения.

7.8. ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПЛАСТИКОВЫХ ФАНТОМОВ

Пластиковые фантомы могут использоваться только для пучков с качеством $R_{50} < 4$ г/см² ($E_0 < 10$ МэВ). Их использование для других энергий пучка электронов ограничено, т.к. в общем случае они приводят к большим неточностям при определении поглощенной дозы. Тем не менее, когда точное размещение камеры в воде невозможно или в случае отсутствия водонепроницаемой камеры их использование разрешается. Критерии выбора пластикового фантома обсуждались в разд. 4.2.3.

7.8.1. Пересчет глубин

Глубины в пластиковом фантоме z_{pp} , выраженные в г/см², получаются умножением глубины (см) на плотность пластика ρ_{pl} в г/см³. Рекомендуется измерить плотность пластиковой пластины ρ_{pl} , а не использовать

номинальное значение для данного типа материала. Измерения, проведенные в пластиковом фантоме на глубине z_{pl} , пересчитываются к глубине в воде с помощью формулы:

$$z_w = z_{pl} c_{pl} \text{ г/см}^2 \quad (z_{pl} \text{ в г/см}^2) \quad (31)$$

где c_{pl} – коэффициент пересчета глубины. Значения c_{pl} для некоторых пластиков приведены в табл. 21 [93–95]³⁴. В этой же таблице приводятся номинальные значения ρ_{pl} для каждого типа пластика. Эти данные приведены только для ориентировки.

7.8.2. Пластиковые фантомы для определения качества пучка

В случае использования пластикового фантома для определения качества пучка измеряют значение глубины $R_{50,ion,pl}$, на которой

ТАБЛИЦА 21. ЗНАЧЕНИЯ КОЭФФИЦИЕНТОВ ПЕРЕСЧЕТА ГЛУБИНЫ c_{pl} , ПОТОКА h_{pl} И НОМИНАЛЬНОЙ ПЛОТНОСТИ ρ_{pl} ДЛЯ НЕКОТОРЫХ ПЛАСТИКОВ

Пластиковый фантом	c_{pl}	h_{pl}	ρ_{pl} (г/см ³)
“Твердая вода” (WT1)	0,949	1,011	1,020
“Твердая вода” (RMI-457)	0,949	1,008 ^a	1,030
“Пластиковая” вода	0,982	0,998 ^b	1,013
“Виртуальная” вода	0,946	— ^c	1,030
ПММА	0,941	1,009	1,190
Чистый полистирол	0,922	1,026	1,060
Белый полистирол ^d	0,922	1,019	1,060
A-150	0,948	— ^c	1,127

^a Средние величины, приведенные в [95] для энергий меньших 10 МэВ.

^b Средние величины, приведенные в [65] для энергий меньших 10 МэВ.

^c Данные отсутствуют.

^d То же для полистирола высокой плотности.

³⁴ В настоящих рекомендациях глубины z_w и z_{pl} выражены в г/см², в противоположность [21], где они выражены в см. Глубинный масштабный коэффициент, c_{pl} , равен отношению средней проникающей способности электронов в воде и пластике [93,94] и выражен в этих работах в г/см². В результате разницы в единицах и в некоторой степени использованию новых данных, значения для c_{pl} в табл. 21 отличаются от C_{pl} , приведенных в табл. VIII в [21]. Использование обозначения c_{pl} означает применение коэффициентов для глубин, выраженных только в г/см².

ионизационный ток в камере при снятии глубинного распределения уменьшается вдвое. Значение $R_{50,ion}$ в воде получается из формулы:

$$R_{50,ion} = R_{50,ion,pl} c_{pl} \text{ г/см}^2 (R_{50,ion,pl} \text{ в г/см}^2)^{35} \quad (32)$$

Значение качества пучка R_{50} в воде находится по формуле (23).

7.8.3. Пластиковые фантомы для определения поглощенной дозы на глубине z_{ref}

Для определения поглощённой дозы в воде на глубине z_{ref} , используя фантом из пластика, камера в пластике должна размещаться на пересчитанной глубине $z_{ref,pl}$, которая получается из z_{ref} в воде по формуле (31) в обратном виде, т.е.:

$$z_{ref,pl} = z_{ref}/c_{pl} \text{ г/см}^2 (z_{ref} \text{ в г/см}^2) \quad (33)$$

Все остальные условия принимаются такими же, как они приведены в табл. 17. Кроме пересчета глубины показания дозиметра $M_{Q,pl}$ на глубине $z_{ref,pl}$ в пластике должны быть пересчитаны на эквивалентные показания M_Q на z_{ref} в воде с помощью формулы:

$$M_Q = M_{Q,pl} h_{pl} \quad (34)$$

Значения коэффициента пересчета потока h_{pl} для некоторых пластиков приведены в табл.21³⁶. Неточности, вызванные этим пересчетом – основная причина того, что использование фантомов из пластмасс не рекомендуется. Поглощённая доза в воде на глубине z_{ref} для воды получается из значения M_Q из уравнения (34) с использованием уравнения (25).

³⁵ Строго говоря, коэффициент c_{pl} применим только для распределения дозы. Его использование для масштабирования глубинных распределений ионизации является приближением.

³⁶ В TRS-381 [21] величины h_{pl} приведены как функция энергии. В настоящих рекомендациях пластиковые фантомы могут использоваться только для $R_{50} < 4$ г/см² ($E_0 = 10$ МэВ) и в этой области энергии величины h_{pl} для пластика могут приниматься постоянными с приемлемой точностью.

7.8.4. Пластиковые фантомы для измерения распределения дозы по глубине

При использовании пластикового фантома для определения распределения дозы по глубине каждая измеряемая глубина в пластике должна быть пересчитана на эквивалентную глубину в воде с использованием формулы (31). Показания дозиметра на каждой глубине должны быть пересчитаны, используя уравнение (34). Для глубин больших $z_{ref,pl}$ (как в уравнении (33)) можно использовать значения h_{pl} на глубине $z_{ref,pl}$ взятые из табл. 21. На меньших глубинах это значение для h_{pl} должно быть линейно уменьшено до значения, соответствующего нулевой глубине, при этом не учитывается эффект обратного рассеяния на поверхности.

При использовании ионизационных камер измеренное распределение ионизационного тока должно быть преобразовано в распределение дозы, что достигается умножением значения ионизационного тока или заряда для каждой глубины на соответствующее отношение тормозных способностей $s_{w,air}$ как описано в разд.7.71.

79. ОЦЕНКА НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ РЕЗУЛЬТАТА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ ПРИ СТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ

Оцененная неопределённость представлена в двух таблицах. Табл. 22 для случая определения поглощенной дозы, основанном на калибровочном коэффициенте для ^{60}Co , а табл. 23 для случая определения поглощенной дозы, основанном на калибровке в пучке высокоэнергетических электронов с $R_{50} \approx 10 \text{ г/см}^2$ ($E_0 \approx 23 \text{ МэВ}$). В каждой таблице неопределённости даны как для плоскопараллельной, так и для цилиндрической камер (отметим, что R_{50} для использования цилиндрической камеры должно быть не меньше 4 г/см^2). Приведенные пределы неопределённостей не относятся к результатам определения поглощенной дозы на глубинах отличных от z_{ref} кроме того, они могут увеличиваться при использовании пластиковых фантомов. Неопределённости результатов определения величины k_{Q,Q_0} обсуждаются в прил. II.

Если для k_{Q,Q_0} используются измеренные, а не рассчитанные значения, то общая неопределенность при определении поглощенной дозы в воде может значительно уменьшиться. Например, если значения для k_Q (относящиеся к ^{60}Co) измерены для плоскопараллельной камеры со стандартной неопределённостью около 0.8 %, то общая неопределенность в определении поглощенной дозы в воде на глубине z_{ref} для пучка электронов уменьшается с 2,1 до 1,5 %.

ТАБЛИЦА 22. ОЦЕНКА ОТНОСИТЕЛЬНОЙ СТАНДАРТНОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ^a $D_{w,Q}$ НА ОПОРНОЙ ГЛУБИНЕ В ВОДЕ ДЛЯ ПУЧКА ЭЛЕКТРОНОВ, ПРИ ИЗМЕРЕНИЯХ КАМЕРОЙ, ОТКАЛИБРОВАННОЙ НА ГАММА-ИЗЛУЧЕНИИ ^{60}Co

Физическая величина или процедура	Относительная стандартная неопределенность (%)	
	Тип камеры пользователя: Область качества пучка:	цилиндрич. $R_{50} \geq 4 \text{ г/см}^2$
<i>Этап 1: Поверочная лаборатория</i>		
Калибровка вторичного эталона в ДППЭ, $N_{D,w}$	0,5	0,5
Долговременная стабильность вторичного эталона	0,1	0,1
Калибровка на вторичном эталоне в ДЛВЭ, $N_{D,w}$	0,4	0,4
<i>Суммарная неопределенность этапа 1^b</i>	<i>0,6</i>	<i>0,6</i>
<i>Этап 2: Пучок электронов пользователя</i>		
Долговременная стабильность дозиметра пользователя	0,3	0,4
Установление стандартных условий	0,4	0,6
Показания дозиметра M_Q относительно монитора пучка	0,6	0,6
Поправка на влияющие величины k_i	0,4	0,5
Поправка на качество пучка k_Q (расчетные величины)	1,2	1,7
<i>Суммарная неопределенность этапа 2</i>	<i>1,5</i>	<i>2,0</i>
Суммарная стандартная неопределенность определения $D_{w,Q}$ (этапы 1+2)	1,6	2,1

^a См. руководство ИСО по выражению неопределённости [32] или прил. IV. Оценки, приведенные в таблице, надо рассматривать как типовые; они могут изменяться в зависимости от неопределённости, с которой даётся калибровочный коэффициент поверочной лабораторией и неопределённости экспериментальных данных, получаемых пользователями.

^b Результаты, получаемые камерой пользователя, калиброванной непосредственно в ДППЭ, имеют несколько меньшую неопределённость на этапе 1. Это, однако, не приводит к существенному влиянию на суммарную неопределённость определения поглощённой дозы в опорном пучке пользователя.

Специального внимания требует неопределённость при определении поглощённой дозы в воде с помощью плоскопараллельной камеры, калибруемой по опорной камере на пучке электронов высокой энергии (по цилиндрической камере с калибровочным коэффициентом по поглощённой дозе в воде в пучке гамма-излучения ^{60}Co) из-за того, что следует учитывать ограничения. Комбинируя формулу (29) (использование камеры, калиброванной по опорной), формулу (27) (калибровочный

ТАБЛИЦА 23. ОЦЕНКА ОТНОСИТЕЛЬНОЙ СТАНДАРТНОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ^a $D_{w,Q}$ НА ОПОРНОЙ ГЛУБИНЕ В ВОДЕ ДЛЯ ПУЧКА ЭЛЕКТРОНОВ, ПРИ ИЗМЕРЕНИЯХ КАМЕРОЙ, ОТКАЛИБРОВАННОЙ В ПУЧКЕ ЭЛЕКТРОНОВ ВЫСОКОЙ ЭНЕРГИИ

Физическая величина или процедура	Относительная стандартная неопределенность (%)	
	Тип камеры пользователя: цилиндрич. Область качества пучка: $R_{50} \geq 4 \text{ г/см}^2$	плоскопарал. $R_{50} \geq 1 \text{ г/см}^2$
<i>Этап 1: ДЛПЭ</i>		
Калибровка вторичного эталона в ДЛПЭ, $N_{D,w}$	0,7	0,7
Суммарная неопределенность этапа 1	0,7	0,7
<i>Этап 2: Пучок электронов пользователя</i>		
Долговременная стабильность дозиметра пользователя	0,3	0,4
Установление стандартных условий	0,4	0,6
Показания дозиметра M_Q относительно монитора пучка	0,6	0,6
Поправка на влияющие величины k_i	0,4	0,5
Поправка на качество пучка k_Q (расчетные величины)	0,9	0,6
Суммарная неопределенность этапа 2	1,3	1,2
Суммарная стандартная неопределенность определения $D_{w,Q}$ (этапы 1+2)	1,4	1,4

^a См. руководство ИСО по выражению неопределённости [32] или прил. IV. Оценки, приведенные в таблице, надо рассматривать как типовые; они могут изменяться в зависимости от неопределённости, с которой даётся градуировочный коэффициент поверочной лабораторией и неопределённости экспериментальных данных, получаемых пользователями.

коэффициент) и формулу (4) (основное уравнение для k_Q), получим следующее полное выражение для определения поглощённой дозы в воде:

$$D_{w,Q} = M_Q^{pp} \frac{M_{Q_{cross}}^{cyl}}{M_{Q_{cross}}^{pp}} N_{D,w,Co-60}^{cyl} \frac{(s_{w,air})_Q}{(s_{w,air})_{Co-60}} \frac{(W_{air})_Q}{(W_{air})_{Co-60}} \frac{P_Q^{pp}}{P_{Q_{cross}}^{pp}} \frac{P_{Q_{cross}}^{cyl}}{P_{Co-60}^{cyl}} \quad (35)$$

где для точности в нижних индексах в качестве опорного качества приводится “Co-60” (вместо Q_0). Отметим, что здесь в Q_{cross} не появляются $s_{w,air}$ и W_{air} из-за ограничений. Три показания камеры, как правило, могут

быть достаточно близки и неопределённость в 0,8% для трех показаний представляется оправданной. Неопределённость $N_{D,w,Co-60}$ равна 0,6%. Неопределённость отношений тормозных способностей $s_{w,air}$ и W_{air} равны по 0,5% каждая (см. табл. 40 в прил. II). Неопределённость отношений коэффициентов возмущения p для плоскопараллельной камеры и двух качеств электронных пучков – 0,4% (четвертый столбец табл. 41 в Пр. II). Неопределённость отношений коэффициентов возмущения p для цилиндрической камеры – 1,0% (четвертый столбец таблицы 40 в Пр. II). Таким образом, общая неопределённость результата определения $D_{w,Q}$ – 1,6%.

7.10. ФОРМА РАБОЧЕЙ ЗАПИСИ

Определение поглощенной дозы в воде для излучения электронов

Пользователь: _____ Дата: _____

1. Терапевтический аппарат и опорные условия для определения $D_{w,Q}$

Ускоритель: _____ Номинальная энергия: _____ МэВ

Номинальная мощность дозы: _____ МУ/мин Измеренное расстояние R_{50} : _____ г/см²

Стандартный фантом: водный пластик. получено из ионизации дозовых кривых

Опорный размер поля: _____ см × см Стандартное РИП: 100 см

Качество пучка, $Q (R_{50,w})$: _____ г/см² Опорная глубина $z_{ref,w} = 0.6 R_{50} - 0.1$: _____ г/см²

2. Ионизационная камера и электрометр

Моделль камеры: _____ Серийный номер: _____ Тип: пл цил

Окно/стенка камеры материал: _____ толщина: _____ г/см²

Водонепроницаемая насадка материал: _____ толщина: _____ г/см²

Окно фантома материал: _____ толщина: _____ г/см²

Калибровочный коэффициент по поглощенной дозе в воде^a $N_{D,w,Q_0} =$ _____ Гр/нКл

Гр/показания прибора

Качество пучка Q_0 при калибровке: ⁶⁰Со электронное излучение

Глубина калибровки: _____ г/см²

Если Q_0 излучение электронов, то R_{50} : _____ г/см²

Условия калибровки P_0 : _____ кПа T_0 : _____ °С Относит. влажность: _____ %

Потенциал на камере V_1 : _____ В Полярность при калибровке: +ve -ve

корректировка на эффект полярности

Полярность у пользователя: +ve -ve

Калибровочная лаборатория: _____ Дата: _____

Модель электрометра: _____ Серийный номер.: _____

Калибровка отдельно от камеры: да нет Установка диапазона: _____

Если да, то калибровочная лаборатория: _____ Дата: _____

3. Фантом

Водный фантом материал окна: _____ толщина: _____ г/см²

Пластиковый фантом материал фантома: _____ плотность: _____ г/см³

Масштабный коэффициент глубины c_{pl} : _____ опорная глубина $z_{ref,pl} = z_{ref}/c_{pl}$: _____ г/см²

Масштабный коэффициент плотности потока^b: _____ $h_{pl} =$ _____

4. Показания дозиметра^c и поправки на влияющие величины

Нескорректированные показания дозиметра при V_1 и использованной полярности: _____ нКл

деления

Соответствующие мониторные единицы ускорителя: _____ МЕ

Отношение показаний дозиметра и мониторных единиц: $M_1 =$ _____ нКл/МЕ

показания прибора/МЕ

(i) Давление P : _____ кПа Температура T : _____ °C Относит. влажность (если изв.): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T) P_o}{(273.2 + T_o) P} = \underline{\hspace{2cm}}$$

(ii) Поправочный коэффициент на чувствит. электрометра^d k_{elec} : нКл/показание прибора

безразмерный $k_{elec} =$ _____

(iii) Поправка на полярность^e показание прибора при $+V_1$: $M_+ =$ _____

показание прибора при $-V_1$: $M_- =$ _____

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2 M} = \underline{\hspace{2cm}}$$

(iv) Поправка на рекомбинацию (метод двух напряжений)

Напряжение на камере: V_1 (нормальное) = _____ В V_2 (уменьшенное) = _____ В

Показания^f при каждом напряжении: $M_1 =$ _____ $M_2 =$ _____

Отношение напряжений $V_1/V_2 =$ _____ Отношение показаний $M_1/M_2 =$ _____

Используйте табл. 9 для типа пучка: импульсный импульсно-сканирующий

$a_0 =$ _____ $a_1 =$ _____ $a_2 =$ _____

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \underline{\hspace{2cm}} \text{ г, h}$$

Скорректированное показание дозиметра при напряжении V_1 :

$$M_Q = M_1 h_{pl} k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \underline{\hspace{2cm}} \quad \text{ нКл/МЕ показание прибора МЕ }$$

5. Поглощенная доза в воде на опорной глубине, z_{ref}

Поправочный коэффициент на качество излучения Q для пучка пользователя:

Если Q_o излучение ^{60}Co , то из табл. 18 получаем $k_{Q,Q_o} =$ _____

Если Q_o излучение электронов, то из табл. 19 получаем $k_{Q,Q_{int}} =$ _____ $k_{Q_o,Q_{int}} =$ _____

$$k_{Q,Q_o} = \frac{k_{Q,Q_{int}}}{k_{Q_o,Q_{int}}} = \underline{\hspace{2cm}}$$

Если k_{Q,Q_o} получен из калибровок в ряде пучках электронов, то

$k_{Q,Q_o} =$ _____

Проверочная лаборатория: _____

Дата: _____

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_o} k_{Q,Q_o} = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Гр/МЕ}$$

6. Поглощенная доза в воде на глубине расположения максимума дозы, z_{max}

Глубина максимума дозы: $z_{max} =$ _____ г/см²

Процентная глубин. доза на глубине z_{ref} для поля _____ см · _____ см: $PDD(z_{ref}) =$ _____ г/см² = _____ %

Калибровочная мощность дозы по монитору на глубине z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{\max}) = 100 D_{w,Q}(z_{\text{ref}}) / \text{PDD}(z_{\text{ref}}) = \text{_____ Gy/MU}$$

^a Заметим, что если Q_0 есть ^{60}Co , N_{D,w,Q_0} обозначается как $N_{D,w}$.

^b Если используется водный фантом, применяйте масштабный коэффициент $h_{pl} = 1$

^c Все показания должны быть проверены на утечку и при необходимости откорректированы.

^d Если электродметр не был калиброван отдельно, $k_{elec} = 1$.

^e M при определении k_{pol} означает полярность, использованную потребителем. Желательно, чтобы каждое показание в соотношении являлось бы средним отношением M (либо M_+ , либо M_-) к показанию внешнего монитора, M_{em} .

Предполагается, что поверочная лаборатория внесла поправку на полярность напряжения. В противном случае k_{pol} определяется следующим образом:

показания при $+V_I$ для качества Q_0 : $M_+ = \text{_____}$ показания при $-V_I$ для качества Q_0 : $M_- = \text{_____}$

$$k_{pol} = \frac{\left[(|M_+| + |M_-|) / |M| \right]_{Q_0}}{\left[(|M_+| + |M_-|) / |M| \right]_{Q_0}} = \text{_____}$$

^f Строго говоря, показания должны быть откорректированы на эффект полярности (среднее между двумя полярностями). Желательно, чтобы каждое показание в соотношении являлось бы средним отношением M_1 или M_2 к показанию внешнего монитора, M_{em} .

^g Проверьте, чтобы $k_s - 1 \approx \frac{M_1/M_2 - 1}{V_1/V_2 - 1}$

^h Предполагается, что поверочная лаборатория вносит поправку на рекомбинацию. В противном случае вместо k_s следует использовать коэффициент $k_s / k_{s,Q_0}$. Если Q_0 является ^{60}Co , k_{s,Q_0} (в поверочной лаборатории) обычно близок к единице, и эффектом от использования этого соотношения можно пренебречь.

8. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ДЛЯ НИЗКОЭНЕРГЕТИЧЕСКОГО РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

8.1. ОБЩИЕ ПОЛОЖЕНИЯ

В этом разделе даны рекомендации по проведению стандартной дозиметрии (калибровки пучка) и рекомендации по относительной дозиметрии в пучках рентгеновского излучения со слоем половинного ослабления (СПО) до 3 мм алюминия и напряжении до 100 кВ. Они основаны на калибровочном коэффициенте N_{D,w,Q_0} в единицах поглощённой дозы в воде для дозиметра в опорном пучке излучения с качеством Q_0 .

Пучки с показателем качества излучения, находящимся в этом диапазоне, называются низкоэнергетическим рентгеновским излучением. Разделение на области низких и средних энергий (последние представлены в разд. 9) введено для того, чтобы выделить два типа лучевой терапии киловольтным рентгеновским излучением: “поверхностную” и “глубинную” (“ортовольтовую”). Граница между этими двумя областями, рассматриваемыми в этом и следующем разделах, нечеткая и имеет область перекрытия между 80 кВ, 2 мм Al и 100 кВ, 3 мм Al. В этой области оба метода дозиметрии одинаково удовлетворительны, и должен применяться тот из них, который более удобен.

Эти рекомендации ограничены наличием эталонов единицы поглощённой дозы в воде киловольтного рентгеновского излучения. Однако, можно вывести калибровочные коэффициенты в единицах поглощённой дозы в воде из калибровочных коэффициентов для кермы в воздухе с помощью одного из методических указаний (см. прил. I). Таким образом, любая поверочная лаборатория на основе эталона единицы кермы в воздухе может проводить опосредованную калибровку в единицах поглощённой дозы в воде. Несмотря на эквивалентность обоих подходов для потребителя, получающего откалиброванный дозиметр в единицах воздушной кермы и самостоятельно использующего методические указания, основанные на воздушной керме, существует преимущество в широком использовании представленной здесь унифицированной методологии в области дозиметрии, где стандартные методы в значительной степени отсутствуют.

Дозиметрия рентгеновского излучения низкой энергии традиционно была основана на измерениях экспозиционной дозы или кермы в воздухе. Поглощенная доза на поверхности воды рассчитывается на основе этих измерений путем преобразования экспозиционной дозы или кермы в

воздухе к поглощённой дозе в воде и применения поправочного коэффициента на эффект обратного рассеяния. Такой подход остается основой наиболее распространенных методических указаний для низкоэнергетического рентгеновского излучения [17, 96, 97]. Рекомендации МАГАТЭ [17] включают также возможность проведения дозиметрии на основе измерений, выполненных в фантоме, обеспечивающем полное накопление рассеяния, с помощью камеры, калибровочной в единицах поглощённой дозы в воде. Этот подход использован в настоящем документе на основе формализма, приведенного в разд. 3.

8.2. ДОЗИМЕТРИЧЕСКОЕ ОБОРУДОВАНИЕ

8.2.1. Ионизационные камеры

В вопросах, касающихся ионизационных камер, необходимо следовать рекомендациям разд. 4.2.1. Камера должна быть спроектирована для измерения низкоэнергетического рентгеновского излучения, как показано в табл. 5. Толщина окна камеры должна быть достаточной для полного равновесия вторичных электронов. Это также предотвратит выход вторичных электронов в направлении, противоположном входу пучка в камеру. Если камера будет использована для излучения 50 кВ и выше, то необходимо добавить к окну пленку из того же материала для обеспечения полного равновесия вторичных электронов. Необходимая общая толщина (включая толщину стенки камеры) дана для различных видов пластика в табл. 24. Если точное значение толщины, указанное в таблице, 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 для целей калибровки в поверочной лаборатории и для измерений в стандартных условиях на пучках пользователя должна находиться в центре окна камеры на внешней его поверхности (или на внешней поверхности пленки, если она используется). Эта точка должна быть позиционирована 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. Вследствие большого разброса энергетической зависимости показаний от камеры к камере, не рекомендуется использовать общий набор коэффициентов k_{Q,Q_0} для камер одного типа.

ТАБЛИЦА 24. ОБЩАЯ ТОЛЩИНА^a МАТЕРИАЛВ, ТРЕБУЕМАЯ ДЛЯ ПОЛНОГО РАВНОВЕСИЯ ВТОРИЧНЫХ ЭЛЕКТРОНОВ

кВ	Полиэтилен		ПММА ^b		Майлар	
	мг/см ²	μм	мг/см ²	μм	мг/см ²	μм
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

^a Указанная здесь величина взята равной максимальному пробегу вторичных электронов в приближении непрерывного замедления, как указано в [66].

^b Полиметилметакрилат, известный также как акрил. Торговые наименования - люцит, плексиглас, перспекс.

8.2.2. Фантом

В вопросах, касающихся фантомов, необходимо следовать рекомендациям разделов 4.2.3. и 4.2.4. Фантом должен позволять установить внешнюю поверхность окна камеры заподлицо с его входной поверхностью. Обычно нет возможности использовать водный фантом, вместо него должен быть использован пластиковый. В идеальном случае следует использовать водноэквивалентный материал, специально разработанный для киловольтного диапазона, однако ПММА (плексиглас, люцит, оргстекло) также пригоден³⁷. Поскольку блок “камера-фантом” калиброван в единицах поглощённой дозы в воде на поверхности, то нет необходимости

³⁷ ПММА пригоден для фантома только в случае измерения дозы на его поверхности, когда нужно обеспечить лишь обратное рассеяние фотонов, но не ослабление или рассеяние на глубине. Камера калибрована в фантоме при стандартных размере поля и РИП, и до тех пор, пока условия измерения в клинке близки к стандартным, разница между ПММА и водой будет весьма мала. Для измерения коэффициентов выхода при других значениях поля и РИП необходимо соответствие лишь отношений обратного рассеяния в ПММА и воде. Несмотря на то, что ПММА не является тканеэквивалентным материалом, вклад обратного рассеяния приблизительно на порядок меньше поглощенной дозы на поверхности, а разница обратного рассеяния в воде и ПММА еще на порядок меньше. Таким образом, суммарное расхождение обычно не превышает 1 %.

внесения поправок в значение дозы или глубины независимо от типа использованного пластика. Толщина фантома должна быть по меньшей мере 5 г/см^2 в направлении пучка, а в боковых направлениях превосходить размеры пучка, гарантируя его выход через заднюю поверхность фантома.

8.3. ОПРЕДЕЛЕНИЕ КАЧЕСТВА ПУЧКА

8.3.1. Выбор показателя качества пучка

Желательно использовать более одного параметра, характеризующего качество пучка, чтобы оценить спектр рентгеновского излучения для целей дозиметрии [98, 99]. Обычно для этой цели используется напряжение генерирования излучения (кВ) и слой половинного ослабления (СПО). Однако, зачастую нет возможности подобрать напряжение и СПО клинического пучка такими же, как были использованы в поверочной лаборатории. В связи с этим, основным показателем качества традиционно является СПО. Этот показатель используется и в настоящих рекомендациях для рентгеновского излучения низких энергий.

Поскольку старые дозиметрические рекомендации использовали в качестве показателя качества пучка только СПО, они не включали какого-либо обсуждения погрешности, обусловленной этим обстоятельством. Эта компонента погрешности не должна упускаться из рассмотрения. К сожалению, до сих пор нет достаточного количества опубликованных экспериментальных работ, исследующих поведение калибровочного коэффициента по поглощённой дозе в воде при независимом изменении СПО и напряжения. Некоторая информация может быть получена из поведения калибровочного коэффициента N_{KQ} по керме в воздухе для камеры RTW M23342 в области излучения, используемого для терапии (см. рис. 10). Для заданного СПО изменение этого коэффициента составляет 2%. Это, однако, не является истинным показателем изменения, $N_{D,w}$ поскольку не учитывает зависимости показаний камеры от рассеяния от фантома или от переходного коэффициента от воздушной кермы к поглощённой дозе в воде. Можно только предположить, что изменение $N_{D,w,Q}$ будет аналогично изменению N_{KQ} . В данном документе рекомендуется осторожная оценка неопределенности типа В (см. разд. IV.3), которая предполагается равной 1,5% для типов камер, приведенных в настоящих рекомендациях.

Следует отметить, что концепция СПО основана на показании дозиметра по отношению к керме в воздухе. Можно приветствовать

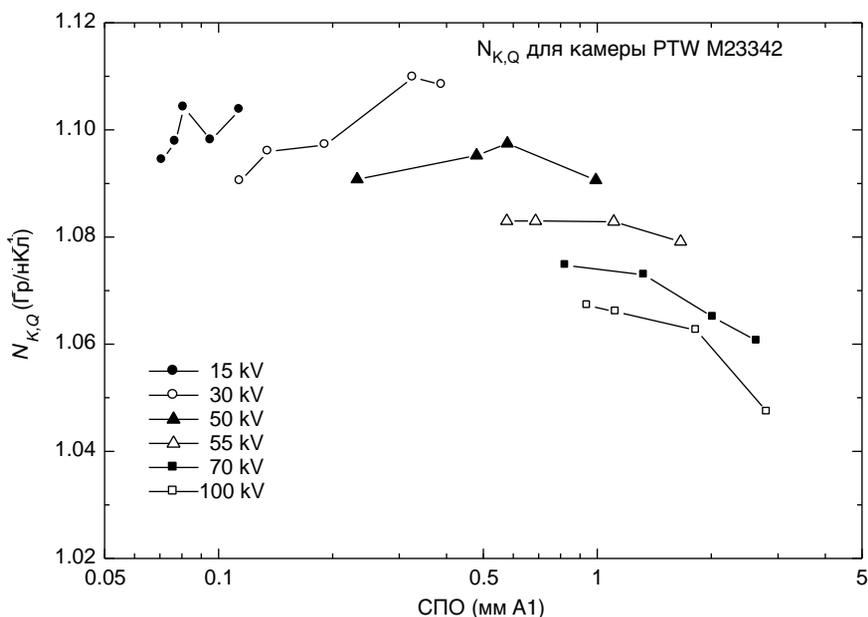


РИС. 10. Калибровочные коэффициенты кермы в воздухе для камеры PTW M23342 как функция напряжения и СПО в области 15-100 кВ. Данные измерены в NRL.

разработку нового показателя качества киловольтного излучения, основанного на величине поглощённой дозы в воде (возможно, на отношении доз на разных глубинах), который может быть принят в будущем.

Там, где возможно, предпочтительнее использовать дозиметр, откалиброванный при тех же самых комбинациях напряжения и СПО, как и у клинических пучков. Если это невозможно, результаты калибровки должны быть получены при меньшем и большем значениях СПО, а затем нужное значение калибровочного коэффициента должно быть рассчитано путем интерполяции (см. форму рабочей записи).

8.3.2. Измерение качества пучка

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

стандартном расстоянии от слоя поглотителя по сравнению с мощностью воздушной кермы нефльтрованного пучка.

Вследствие поглощения низкоэнергетического рентгеновского излучения в воздухе, СПО изменяется в зависимости от расстояния до источника рентгеновского излучения. Более того, СПО низкоэнергетических рентгеновского излучения должен, насколько возможно, быть измерен камерой с таким же расстоянием “источник-камера”, как и при измерениях поглощенной дозы. Если расстояние от источника до камеры менее 50 см, рассеяние от дополнительных фильтров может влиять на результат измерений. Если необходимо, то 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, ограничивающее поле облучения до размеров, обеспечивающих попадание всей камеры в пределы пучка излучения. В пределах одного метра сзади камеры не должно быть никакого другого рассеивающего материала. Фильтры, добавляемые при измерениях СПО, должны помещаться вблизи апертуры, пока их общая толщина не превысит измеряемое значение СПО. Толщина, уменьшающая мощность кермы в воздухе в два раза, получается путем интерполяции.

Строго говоря, таким образом измеряется ионизационный ток или интегральный заряд за время экспозиции, а не мощность кермы в воздухе. Это различие существенно для слабо фильтрованных пучков. Для измерений должны быть использованы камеры с тонкой стенкой и энергетической зависимостью показаний, изменяющейся не более чем на 2% во всем диапазоне измерений³⁸. Если необходимо, то перед окном камеры добавляются пленки для накопления вторичных электронов, как описано в разд. 8.2.1.

Для предотвращения ошибочных результатов из-за колебаний радиационного выхода следует использовать камеру-монитор. С особой тщательностью следует убедиться, что показания камеры-монитора не

³⁸ Использование камер фермеровского типа для измерений СПО слабо фильтрованного излучения при напряжении 100 кВ может привести к неопределённости до 10%. Если отклик камеры изменяется более чем на 2% в пределах рабочего диапазона, то результаты каждого измерения должны быть преобразованы к значению кермы в воздухе с использованием индивидуального градуировочного коэффициента для каждого значения качества пучка. Это итерационный процесс, т.к. градуировочный коэффициент сам зависит от СПО.

изменяются за счет добавки рассеяния при увеличении толщины фильтра в пучке. Если невозможно использовать камеру-монитор, то влияние изменения радиационного выхода можно снизить путем обработки последовательности измерений, а также

Чистота алюминия, используемого для измерения СПО, должна быть 99,9%. Другие рекомендации по определению СПО приводятся в докладах [33, 71, 98, 100].

8.4. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ

8.4.1. Стандартные условия

Стандартные условия определения поглощенной дозы в воде приведены в табл. 25.

8.4.2. Определение поглощенной дозы при стандартных условиях

Общий формализм приведен в разд. 3. Поглощенная доза на поверхности воды в пучке низкоэнергетического рентгеновского излучения с качеством Q в отсутствии камеры выражается в виде:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (36)$$

где M_Q показание дозиметра с эффективной точкой камеры, установленной на глубине z_{ref} в соответствии со стандартными условиями, указанными в разд. 8.4.1, и с внесенными поправками на влияние температуры, давления и калибровку электрометра (см. разд. 4.4.3). Заметим, что внесение поправки на влияние полярности напряжения на камере и рекомбинацию ионов для камер рассматриваемого здесь 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 чем несколько Гр. в секунду (см. [101]). N_{D,w,Q_0} калибровочный коэффициент в единицах поглощенной дозы в воде в пучке стандартного качества; k_{Q,Q_0} зависящий от камеры поправочный коэффициент, учитывающий разницу качества излучения стандартного и реального пучка. Заметим также, что поправка на погрешность таймера может быть значимой. Эта поправка не является мультипликативной, поэтому она учитывается отдельно в рабочей форме.

ТАБЛИЦА 25. СТАНДАРТНЫЕ УСЛОВИЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ НИЗКОЭНЕРГЕТИЧЕСКИХ РЕНТГЕНОВСКИХ ПУЧКОВ

Параметр	Стандартные значения или характеристики
Материал фантома	Водоэквивалентный пластик или ПММА (плексиглас)
Тип камеры -	Плоскопараллельная для низкоэнергетического рентгеновского излучения
Глубина измерения z_{ref}	На поверхности фантома
Эффективная точка камеры	В центре внешней поверхности окна камеры или дополнительной пленки, если она используется ^a
РИП	Обычное расстояние, определяемое используемым тубусом ^b
Размер поля	3 см × 3 см или 3 см в диаметре, определяемое стандартным тубусом ^b

^a Эффективная точка камеры находится на внешней поверхности, поскольку градуировочный коэффициент $N_{D,w,Q}$ дан в единицах поглощенной дозы на поверхности воды.

^b В качестве стандартного должен быть выбран тубус с размером поля, равным или несколько превосходящим стандартное поле.

8.5. ЗНАЧЕНИЯ k_{Q,Q_0}

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, полученные для камер данного типа, вследствие значительного разброса энергетической зависимости чувствительности от камеры к камере.

Калибровочные данные для дозиметра в идеальных случаях должны быть представлены единственным коэффициентом N_{D,w,Q_0} , определенным в стандартном пучке с качеством Q_0 , и одним или более из измеренных значений k_{Q,Q_0} , соответствующих другим значениям качества Q . Тем не менее, если результаты калибровки представлены в виде набора

калибровочных коэффициентов $N_{D,w,Q}$, то одно из этих значений должно быть выбрано в качестве стандартного качества Q_0 ³⁹. Соответствующий коэффициент становится значением N_{D,w,Q_0} , а другие $N_{D,w,Q}$ выражаются через него с помощью k_{Q,Q_0} в виде

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} \quad (37)$$

Если качество излучения пучка пользователя не соответствует какому-либо значению, для которого проводилась калибровка, то величина k_{Q,Q_0} для использования в выражении (37) может быть найдена интерполяцией. Камера, калиброванная в пучках излучения разного качества, может быть затем повторно калибрована лишь в пучке излучения стандартного качества Q_0 . В этом случае новое значение N_{D,w,Q_0} следует использовать совместно со значениями k_{Q,Q_0} , измеренными ранее. Тем не менее, из-за энергетической зависимости показаний камеры, желательно калибровать камеру каждый раз во всех пучках излучения. В частности, если N_{D,w,Q_0} изменяется на величину, большую, чем погрешность калибровки, или же камера подвергалась ремонту, то дозиметр должен быть повторно калиброван для всех значений качества излучения.

8.6. ИЗМЕРЕНИЯ В НЕСТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ

8.6.1. Распределения глубинной дозы вдоль центральной оси по глубине

Оценка распределения глубинной дозы может быть сделана на основе литературных данных [81]. Однако, при желании, оно может быть измерено в водо-эквивалентном фантоме с помощью той же камеры, которая использовалась для дозиметрии в стандартных условиях.

Тонкие пластины водоэквивалентного фантомного материала, разработанного для использования с киловольтным рентгеновским излучением, помещаются над камерой, а затем фантом с камерой смещается таким образом, чтобы РИП оставалось постоянным.

³⁹ Несущественно, какое именно значение СПО будет выбрано как Q_0 . Пригодны те значения, при которых погрешность коэффициента $N_{D,w,Q}$ минимальна, либо значения в середине используемого интервала.

Эквивалентность пластика воде должна быть в пределах нескольких процентов в рассматриваемом диапазоне энергий в соответствии со спецификациями изготовителей этих материалов. Эта информация должна быть проверена путем сравнения с опубликованными данными. ПММА (плексиглас) не является материалом, пригодным для измерений распределений глубинной дозы, несмотря на то, что может использоваться в качестве фантомного материала при дозиметрии в стандартных условиях. Строго говоря, такая процедура дает распределение ионизации по глубине, а не распределение дозы. Тем не менее, если показания камеры приблизительно постоянны в зависимости от качества пучка (в пределах 5%), вносимая неопределённость, вероятно, не превысит нескольких процентов на любой глубине, используемой в клинической практике.

8.6.2. Коэффициенты радиационного выхода

Обычно требуется знание значений коэффициентов радиационного выхода для всех комбинаций РИП и размеров поля, используемых в лучевой терапии. Коэффициентом радиационного выхода называют отношение показаний дозиметра (с внесенными необходимыми поправками) на поверхности фантома для данного набора нестандартных условий к показаниям дозиметра при стандартных условиях (стандартные условия приведены в табл. 25). Вследствие значительного вклада рассеяния от внутренней поверхности тубуса оценка радиационного выхода для различных тубусов только на основе коэффициентов обратного рассеяния от фантома при разных размерах поля имеет недостаточную точность. Коэффициент выхода должен быть измерен для каждого качества излучения и каждого тубуса. При использовании фантома из ПММА показания камеры при различных размерах поля не равны показаниям в водном фантоме из-за различия в величине обратного рассеяния (см. сноску в разд. 8.2.2). Однако, поскольку этот коэффициент является отношением результатов измерений, данный эффект не приведет к неопределённости большей 1%, особенно, если стандартный размер поля находится в середине интервала полей, используемых в клинической практике.

8.7. ОЦЕНКА НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ В СТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ

К настоящему времени накоплен очень небольшой опыт в области первичных эталонов единицы поглощенной дозы низкоэнергетического

рентгеновского излучения. Неопределённость значения $N_{D,w,Q}$, полученного на основе первичного эталона, оценивается в 1%. С другой стороны, если калибровочный коэффициент в единицах поглощенной дозы в воде рассчитывается с использованием эталона кермы в воздухе, неопределённость значения $N_{D,w,Q}$ оценивается в 3% и дает наибольший вклад в суммарную неопределённость.

Стабильность хорошего дозиметра при последовательных считываниях обычно лучше, чем 0,1%, но температура камеры может быть определена с неопределённостью как минимум 1 °С вследствие нагрева от рентгеновской трубки. Выход рентгеновского излучения на некоторых аппаратах зависит от напряжения питания, температуры трубки и установки значений тока и напряжения. Колебания этих параметров можно минимизировать, если облучение контролируется камерой-монитором, однако она редко применяется в рассматриваемом нами случае низкоэнергетических рентгеновских аппаратов, где колебание выхода во время серии измерений может достигать 5%. Эта неопределённость должна быть отдельно оценена пользователем на основе серии не менее чем из пяти измерений обычной продолжительности. Данная составляющая неопределённости не включена в приводимый анализ.

Поскольку РИП для низкоэнергетического рентгеновского аппарата часто весьма мало, бывает сложно добиться воспроизводимости установки ионизационной камеры, обеспечивающей определения дозы в воде лучше 1%. Поэтому такая неопределённость является показателем воспроизводимости стандартных условий облучения.

Для дозиметрии низкоэнергетического рентгеновского излучения значения k_{Q,Q_0} рассчитываются непосредственно из калибровочных коэффициентов $N_{D,w,Q}$. Если значение, $N_{D,w,Q}$, использованное в выражении (36), является тем же самым, что и в выражении (37), то неопределённость произведения $k_{Q,Q_0} N_{D,w,Q}$ равна лишь неопределённости $N_{D,w,Q}$ плюс дополнительные 1,5% для учета неопределённости, вносимой несоответствием качества калибровочного пучка и пучков пользователя, определяемых на базе СПО. Однако, если $N_{D,w,Q}$ в формуле (36) отличается (поскольку было получено при последующей калибровке дозиметра), то неопределённость k_{Q,Q_0} возрастает из-за расхождения между новым значением $N_{D,w,Q}$ и тем, на основе которого были получены k_{Q,Q_0} . Это приводит к возрастанию общей неопределённости $N_{D,w,Q}$ приблизительно на 0,2%.

Данные по всем составляющим неопределённости приведены в табл. 26.

ТАБЛИЦА 26. ОЦЕНКА ОТНОСИТЕЛЬНОЙ СТАНДАРТНОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ $D_{w,Q}$ НА СТАНДАРТНОЙ ГЛУБИНЕ В ВОДЕ ДЛЯ НИЗКОЭНЕРГЕТИЧЕСКИХ РЕНТГЕНОВСКИХ ПУЧКОВ

Физическая величина или процедура	Относительная стандартная неопределенность (%)			
	ДЛВЭ	ДЛВЭ	ДЛПЭ	ДЛПЭ
<i>Этап 1: Поверочная лаборатория</i>				
Калибровка вторичного эталона в ДЛПЭ (N_{D,w,Q_0} или N_K)	1,0	0,5		
Долговременная стабильность вторичного эталона	0,1	0,1		
Калибровка дозиметра пользователя в ДЛВЭ, в единицах N_{D,w,Q_0} по эталону поглощенной дозы вычислено (эталон воздушной кермы)	0,5		1,0	3,0
<i>Общая неопределенность на этапе 1:</i>	1,2	3,0	1,0	3,0
<i>Этап 2: Пучок пользователя</i>				
Долговременная стабильность дозиметра пользователя	0,3			
Воспроизведение стандартных условий	1,0			
Показания дозиметра M_Q относительно таймера или монитора пучка	0,1			
Поправка на влияющие величины k_i	0,8			
Поправка на качество излучения k_{Q,Q_0}	1,5			
<i>Общая неопределенность на этапе 2</i>	2,0			
Общая стандартная неопределенность $D_{w,Q}$ (этапы 1 + 2)	2,3	3,6	2,2	3,6

^a Формулы для оценки неопределенности см. в руководстве ИСО [32] или в прил. IV. Приведенные в таблице оценки должны рассматриваться как типичные значения. Они могут изменяться в зависимости от погрешности калибровочных коэффициентов в поверочной лаборатории и погрешности измерений пользователя.

8.8. ФОРМА РАБОЧЕЙ ЗАПИСИ

Определение поглощенной дозы в воде для низкоэнергетического рентгеновского излучения

Пользователь: _____ Дата: _____

1. Терапевтический аппарат и стандартные условия для определения $D_{w,Q}$

Рентгеновская установка: _____ Номинальный потенциал трубки: _____ кВ

Номинальный ток трубки: _____ мА Качество пучка Q (СПО): _____ ммAl

Стандартный фантом: _____ Опорная глубина: _____ поверхн. фантома

Материал добав. поглотителя: _____ Толщина: _____ мм

Стандартный размер поля: _____ см × см Стандартное РИП: _____ см

2. Ионизационная камера и электрометр

Модель камеры: _____ Серийный номер.: _____

Стенка камеры: _____ толщина = _____ г/см²

Калибровочный коэффициент по поглощенной дозе в воде $N_{D,w,Q_0} =$ _____ Гр/нКл

Гр/показания прибора

Качество пучка Q_0 при калибровке: ⁶⁰Co фотонное излучение

Глубина калибровки: _____ г/см²

Если Q_0 излучение электронов, то R_{50} : _____ г/см²

Условия калибровки P_0 : _____ кПа T_0 : _____ °C Относит. влажность: _____ %

Потенциал на камере V_1 : _____ В Полярность при калибровке: +ve -ve

корректировка на эффект полярности

Полярность у пользователя: +ve -ve

Калибровочная лаборатория: _____ Дата: _____

Модель электрометра: _____ Серийный номер.: _____

Калибровка отдельно от камеры: да нет Установка диапазона: _____

Если да, то калибровочная лаборатория: _____ Дата: _____

3. Показания дозиметра^a и поправки на влияющие величины

Нескорректированные показания дозиметра при V

и установленной полярности: _____ нКл показания прибора

Соответствующее время: _____ мин

Отношение показаний дозиметра ко времени^b: $M =$ _____ нКл/мин показ. в мин.

(i) Давление P : _____ кПа Температура T : _____ °C Относит. влажность (если изв.): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \underline{\hspace{2cm}}$$

(ii) Поправочный коэффициент на чувствит. электрометра^d k_{elec} : нКл/показание прибора

безразмерный $k_{elec} =$ _____

Скорректированное показание дозиметра при напряжении V :

$$M_Q = M k_{TP} k_{elec} = \text{_____} \quad \square \text{ нКл/мин} \quad \square \text{ показан. прибора/мин}$$

4. Мощность поглощенной дозы в воде на поверхности фантома

Поправочный коэффициент на качество излучения для излучения Q : $k_{Q,Q_o} =$ _____

при Q_o (HVL) = _____ ммAl

Калибровочная лаборатория: _____ Дата: _____

или Поправочный коэффициент на качество излучения интерполирован:

$(k_{Q,Q_o})_1 =$ _____ при СПО₁ = _____ мм Al Дата: _____

$(k_{Q,Q_o})_2 =$ _____ при СПО₂ = _____ мм Al Дата: _____

$$k_{Q,Q_o} = (k_{Q,Q_o})_1 + \left[(k_{Q,Q_o})_2 - (k_{Q,Q_o})_1 \right] \left[\frac{\ln HVL - \ln HVL_1}{\ln HVL_2 - \ln HVL_1} \right] = \text{_____}$$

Калибровочная мощность дозы на поверхность фантома:

$$D_{w,Q}(\text{поверхность}) = M_Q N_{D,w,Q_o} k_{Q,Q_o} = \text{_____} \text{ Гр/мин}$$

^a Все показания должны быть проверены на утечку и при необходимости откорректированы.

^b Погрешность таймера должна быть учтена следующим образом:

M_A результат интегрирования за время t_A $M_A =$ _____ $t_A =$ _____ мин

M_B результат интегрирования за n коротких интервалов измерения t_B/n каждый ($2 \leq n \leq 5$)

$M_B =$ _____ $t_B =$ _____ мин $n =$ _____

Погрешность таймера, $\tau = \frac{M_B t_A - M_A t_B}{n M_A - M_B} =$ _____ мин (знак τ должен быть учтен)

$$M = \frac{M_A}{t_A + \tau} = \text{_____} \quad \square \text{ нКл/мин} \quad \square \text{ показаний прибора в мин}$$

^c Если электрометр не был калиброван отдельно, $k_{elec} = 1$.

9. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ДЛЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ СРЕДНИХ ЭНЕРГИЙ

9.1. ОБЩИЕ ПОЛОЖЕНИЯ

Этот раздел представляет собой рекомендации по калибровке пучков и относительной дозиметрии в пучках рентгеновского излучения, характеризующихся слоями половинного ослабления более 2 мм Al при напряжениях на рентгеновской трубке более 80 кВ. Данные этого раздела основаны на применении калибровочного коэффициента в единицах поглощенной дозы в воде N_{D,w,Q_0} для дозиметра в пучке с опорным качеством Q_0 .

Качество излучения упомянутого диапазона относится к рентгеновскому излучению средних энергий. Разделение на области низких и средних энергий (первая представлена в разд. 8) введено для того, чтобы отразить два типа лучевой терапии киловольтным рентгеновским излучением: “поверхностную” и “глубинную” (“ортовольтовую”). Граница между двумя диапазонами в этом и предыдущем разделах не строга и имеет место наложение между 80 кВ, 2 мм Al и 100 кВ, 3 мм Al. В перекрываемой области методики дозиметрии из обоих разделов одинаково удовлетворительны, и надо пользоваться теми, которые удобнее.

Эталоны единицы поглощённой дозы в воде для киловольтного рентгеновского излучения имеют ограниченное распространение. Однако, возможно получить калибровочные коэффициенты в единицах поглощённой дозы в воде, используя калибровочные коэффициенты для воздушной кермы в соответствии с существующими рекомендациями (см. прил. II). Таким образом, любая поверочная лаборатория с эталонами единицы воздушной кермы может обеспечить получение калибровочного коэффициента в единицах поглощенной дозы в воде. Даже при том, что это формальный эквивалент для пользователя, получающего калибровку по воздушной керме, и индивидуально применяющего рекомендации тоже по воздушной керме, это имеет преимущество, поскольку при этом используется объединенная методология в области дозиметрии, представленная в настоящих рекомендациях, где стандартизованных методов особенно недостаточно.

Большинство рекомендаций для дозиметрии рентгеновского излучения определяет, что, по крайней мере, для какой-то части энергетического диапазона дозиметрия основывается на измерении

воздушной кермы в свободном воздухе. Поглощенная доза на уровне поверхности водного фантома получается путем пересчета воздушной кермы в поглощенную дозу в воде с использованием рассчитанных методом Монте-Карло коэффициентов обратного рассеяния [17, 96, 97]. В настоящих Рекомендациях все измерения сделаны в водном фантоме, поэтому поглощенная доза определяется без перехода от воздушной кермы.

Рентгеновское излучение средних энергий используется для того, чтобы подвести терапевтическую дозу на глубину от нескольких миллиметров до нескольких сантиметров в ткани. В этом проявляется отличие от раннего использования данного вида излучения в лучевой терапии, когда доза облучения подводилась намного глубже. Следовательно, традиционная глубина опорной точки равная 5 г/см^2 в воде уменьшается в настоящих рекомендациях до 2 г/см^2 .

9.2. ДОЗИМЕТРИЧЕСКОЕ ОБОРУДОВАНИЕ

9.2.1. Ионизационные камеры

Следует выполнять рекомендации относительно ионизационных камер, данные в разделе 4.2.1. Только цилиндрические ионизационных камеры с объемом полости в пределах $0,1 \div 1,0 \text{ см}^3$ рекомендуются для стандартной дозиметрии пучков рентгеновского излучения средних энергий.

Принято, 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. Эта точка помещается на опорную глубину 2 г/см^2 в водном фантоме.

Для камер данного типа энергетическая зависимость может существенно отличаться от камеры к камере и, что касается рентгеновского излучения низких энергий, каждый конкретный дозиметр должен быть отградуирован по всему этому диапазону так, чтобы можно было интерполировать и получать поправочные коэффициенты для тех режимов (тех качеств 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.

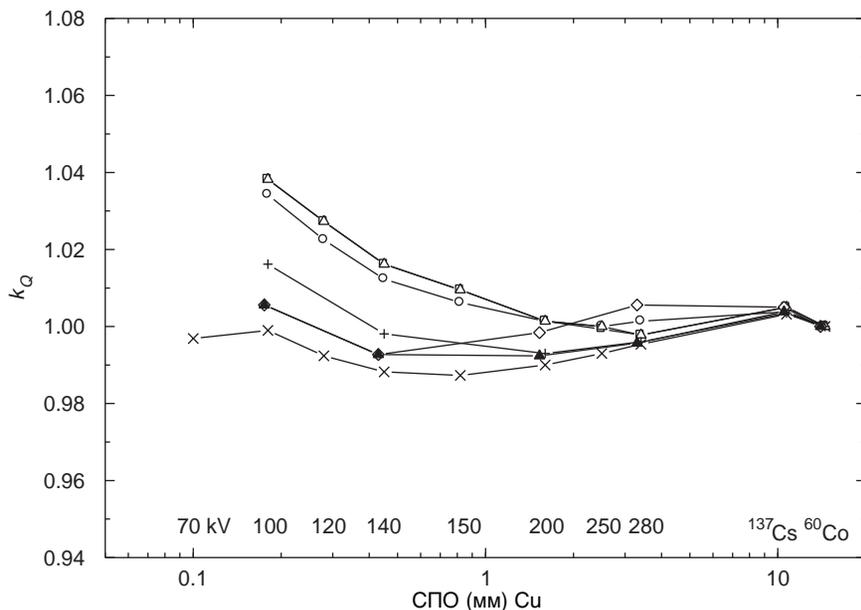


РИС. 11. Изменения энергетической зависимости (коэффициента k_{Q,Q_0}) от камеры к камере для семи ионизационных камер, каждая из которых относится к типу M23331. Значения нормированы к энергии ^{60}Co . Данные измерены в РТВ.

9.2.2. Фантомы и насадки на камеры

Необходимо выполнять рекомендации, касающиеся фантомов и насадок, приведенные в разделах 4.2.3 и 4.2.4. Вода рекомендуется в качестве стандартной среды для измерений поглощенной дозы в пучках рентгеновского излучения среднего энергетического диапазона. Фантом должен быть больше, по крайней мере, на 5 см с каждой из четырех сторон самого большого размера поля, определенного на измеряемой 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_{win} от 0,2 до 0,5 см. Водозэквивалентная толщина (в $\text{г}/\text{см}^2$) окна фантома должна быть принята во внимание при оценке глубины в ткани, куда надо поместить камеру. Толщина рассчитывается как произведение $t_{win}\rho_{pl}$ где ρ_{pl} - массовая плотность пластика (в $\text{г}/\text{см}^3$). Для обычно используемого пластика ПММА и прозрачного полистирола номинальное значение $\rho_{\text{ПММА}} = 1,19 \text{ г}/\text{см}^3$ и $\rho_{\text{полистирола}} = 1,06 \text{ г}/\text{см}^3$ [64] могут быть использованы для вычисления водозэквивалентной толщины окна.

Для водонепроницаемых камер должен использоваться водонепроницаемая насадка из ПММА, предпочтительно толщиной не более 1,0 мм. Воздушный промежуток между стенкой камеры и водонепроницаемой насадкой должен быть достаточен (0,1–0,3 мм), чтобы установилось атмосферное давление воздуха в камере. Та же насадка, что используется при калибровке ионизационных камер пользователя, должна использоваться и при стандартной дозиметрии. Если же невозможно использовать ту же водонепроницаемую насадку, что использовалась при калибровке ионизационных камер в поверочной лаборатории, следует использовать другую насадку из того же материала и той же толщины.

9.3. ОПРЕДЕЛЕНИЕ КАЧЕСТВА ПУЧКА

9.3.1. Выбор показателя качества пучка

Давно известно, что желательнее использовать более чем один параметр, характеризующий качество пучка излучения при дозиметрии рентгеновского излучения, генерируемого рентгеновской трубкой [98, 99]. Обычно характеристиками являются напряжение на трубке (кВ) и слой половинного ослабления (СПО). Однако часто напряжение на трубке (кВ) и СПО каждого клинического пучка не могут соответствовать напряжению и СПО пучков в поверочных лабораториях. Поэтому первичный показатель качества традиционно был СПО, и как раз этот показатель и используется в настоящих рекомендациях⁴⁰.

До настоящего времени имеются лишь незначительные экспериментальные данные, показывающие, насколько независимо

⁴⁰ Другие определения качества пучка излучения были предложены МКРЕ в [98, 99], включая определение по двум точкам в терминах так называемого “отношения спада”. Недавнее предложение об использовании отношения поглощенных доз на глубинах 2 см и 5 см в воде [102] многообещающее, но нуждается в дальнейшем исследовании. Это отношение должно быть связано со средней энергией рентгеновского излучения на глубине измерения в фантоме и является потенциально более удачным определением качества пучка, чем СПО, который измеряется в воздухе. Как было отмечено в разд. 8, СПО основывается на измерении кермы в воздухе и требует знания чувствительности дозиметра к керме в воздухе. Развитие нового показателя качества для киловольтного излучения, базирующегося на величине поглощённой дозы в воде, является более подходящим для данных рекомендаций, и будет приветствоваться.

меняется N_{D,w,Q_0} для камер в среднем диапазоне энергий рентгеновского излучения от СПО и напряжения на трубке. Тем не менее, некоторые данные можно получить из рис. 12, который показывает график зависимости $N_{D,w,Q}$ для камеры типа NE2571 как функцию СПО и напряжения на трубке (кВ) в диапазоне типичных режимов работы терапевтического пучка. Эти значения были получены с помощью данных о $N_{K,Q}$ (калибровочный коэффициент для кермы в воздухе), использующих переходные множители, приведенные Seuntjens в [99]. Эти данные говорят о том, что изменения в $N_{D,w,Q}$, появляющиеся в результате использования как показателя качества пучка только СПО, могут быть порядка 1%. Умеренное значение 1 % поэтому и было взято в качестве результирующей стандартной неопределенности по типу В. (см. прил. IV.3).

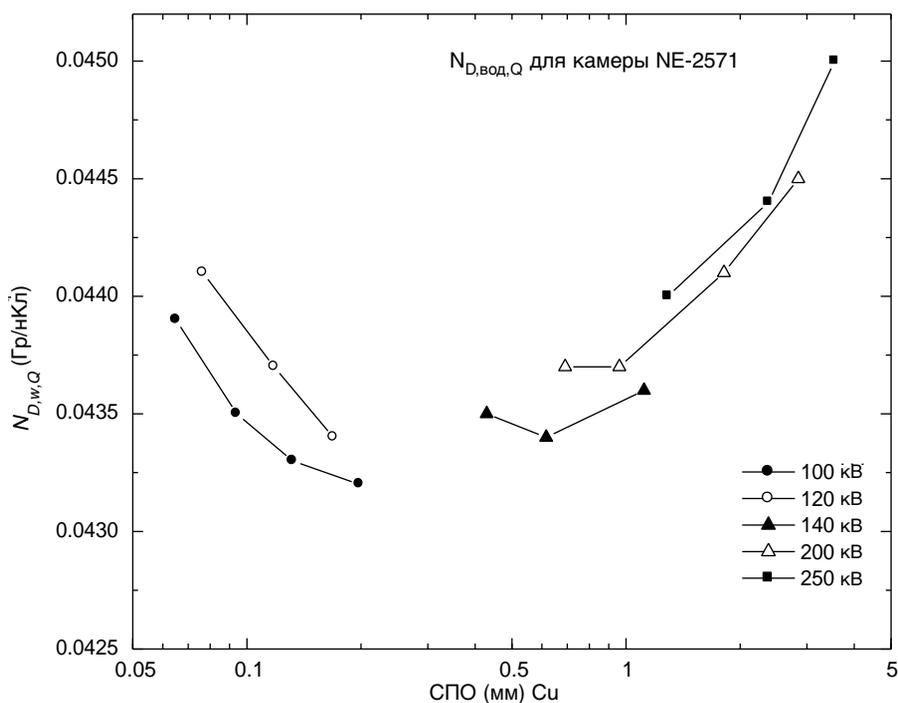


РИС. 12. Калибровочные коэффициенты в единицах поглощённой дозы в воде для камеры типа NE 2571 как функция напряжения на трубке и СПО. Они получены из калибровочных коэффициентов по керме в воздухе, измеренных NRL и пересчитанных к поглощенной дозе с помощью коэффициентов, приведенных в [99].

Конечно, предпочтительно, если это возможно, калибровать дозиметр при тех же комбинациях напряжения и СПО, что имеют и клинические пучки пользователя. Но, если это невозможно, то калибровочные данные должны быть получены для пучков с меньшим и с большим СПО, чтобы затем требуемое значение определить интерполяцией.

9.3.2. Измерение качества пучка

В рентгеновских пучках средней энергии для определения величины СПО используют фильтры из алюминия и меди. СПО определяется как толщина поглотителя, которая уменьшает значение воздушной кермы узкого пучка в контрольной точке, удаленной от поглощающего фильтра, до 50% по сравнению с значением воздушной кермы для неослабленного дополнительным фильтром излучения.

В идеальном случае надо разместить приблизительно на половине расстояния между фокусом рентгеновской трубки и камерой апертуру коллиматора, которая уменьшает размер поля так, чтобы только охватить объем камеры. Позади камеры до 1 метра в пучке не должно находиться никакого другого рассеивающего материала. Добавочные фильтры для измерения СПО в различных комбинациях толщины помещаются близко к отверстию коллиматора. Толщина фильтров, которая уменьшает значение воздушной кермы до половины, определяется интерполяцией. Строго говоря, это не значение воздушной кермы, а ионизационный ток или суммарный заряд за измеренное время экспозиции. Это различие особенно уместно для пучков с добавочными фильтрами. Следует использовать только камеры с энергетической зависимостью, которая меняется меньше чем на 2% по измеряемому интервалу изменения качества⁴¹.

Рекомендуется применять камеру-монитор, чтобы предотвратить влияние на результаты измерений изменения радиационного выхода. Необходима осторожность, чтобы на показания контрольной камеры не воздействовало рассеянное излучение от большого количества фильтров, помещенных на пути пучка. Если камера-монитор не доступна, то влияние

⁴¹ Погрешность измерения СПО может достигать до 10%, при использовании камеры фермеровского типа для пучка 100 кВ с дополнительными фильтрами. Если энергетическая зависимость камеры изменяется больше чем на 2% в интервале изменения качества излучения, то каждое измерение должно быть преобразовано к измерению воздушной кермы, используя калибровочный коэффициент воздушной кермы, соответствующий каждому фильтрованному или не фильтрованному пучку. Это процесс последовательных приближений, потому что сам калибровочный коэффициент определяется с помощью СПО.

изменения мощности рентгеновского излучения можно минимизировать путем последовательных измерений с фильтрами и без них в начале и в конце измерений.

Чистота алюминия или меди, используемой для измерений СПО, должна быть не хуже 99,9 %. Руководства по определению СПО описаны в [33, 71, 98, 100].

9.4. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ

9.4.1. Стандартные условия

Стандартные условия для определения поглощенной дозы в воде приведены в табл. 27

ТАБЛИЦА 27. СТАНДАРТНЫЕ УСЛОВИЯ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ПУЧКАХ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ СРЕДНЕЙ ЭНЕРГИИ

Влияющая величина	Стандартные условия или характеристики
Материал фантома	Вода
Тип камеры	Цилиндрическая
Глубина измерения z_{ref} ^a	2 г/см ²
Опорная точка камеры	На центральной оси в центре полости камеры
Положение эффективной точки камеры	На глубине измерения z_{ref}
РИП	Обычное расстояние при лучевой терапии ^b
Размер поля	10 см × 10 см, или определяется размером тубуса ^c

^a z_{ref} – опорная глубина в фантоме, на которой помещается эффективная точка камеры (см. разд. 9.2.1).

^b Если используются тубусы с разным РИП, то тубус с самым большим РИП должен быть выбран как опорный.

^c Если рентгеновский аппарат имеет регулируемый прямоугольный коллиматор, то должно быть установлено поле 10 см × 10 см. Если же поле определено размером тубуса, то в качестве опорного следует выбрать тубус соответствующего размера.

9.4.2. Определение поглощенной дозы в стандартных условиях

Общий формализм дается в разд. 3. Поглощённая доза в воде на опорной глубине z_{ref} в рентгеновском пучке средней энергии с качеством Q в отсутствие камеры, определяется как:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (38)$$

где M_Q – показание дозиметра с камерой, эффективная точка которой помещена на опорную глубину z_{ref} в соответствии со стандартными условиями, приведенными в разделе 9.4.1, и скорректированное на влияние температуры и давления, полярности, и калибровку электрометра (см. разд. 4.4.3). Коррекция на эффект полярности, вероятно, будет незначительной. Однако это должно быть проверено, по крайней мере, однажды. С другой стороны, если та же самая полярность, которая использовалась для калибровки, всегда используется для клинических измерений, то влияние этого эффекта отсутствует. Ионная рекомбинация незначительна, когда значение мощности поглощенной дозы меньше чем несколько Гр/мин (см. [101]). N_{D,w,Q_0} – калибровочный коэффициент дозиметра в единицах поглощенной дозы в воде при опорном качестве Q_0 и k_{Q,Q_0} , корректирующий коэффициент для камеры, который учитывает различия между качеством опорного пучка Q_0 и фактически используемым качеством Q . Обратим внимание на то, что погрешность таймера может быть существенной, поэтому ее определение в деталях объяснено в форме рабочей записи.

9.5. ЗНАЧЕНИЯ k_{Q,Q_0}

Теория Брэгга-Грэя не может применяться к ионизационным камерам для рентгеновского излучения со средней энергией [103]. Поэтому значения k_{Q,Q_0} должны быть получены непосредственно из измерений. Общие значения, измеренные для какого-то типа камеры, нельзя использовать из-за больших изменений k_{Q,Q_0} от камеры к камере при изменении СПО (см. рис. 11).

Калибровочные данные для дозиметра в идеальном случае должны быть представлены в виде одного калибровочного коэффициента N_{D,w,Q_0} , определенного в опорном пучке качества Q_0 , и одного или более измеренных коэффициентов k_{Q,Q_0} , соответствующих другим качествам Q . Однако, если калибровочные данные представляются в форме набора коэффициентов $N_{D,w,Q}$, тогда следует выбрать одно из качеств в качестве

опорного Q_0 . Если дозиметр также был откалиброван в пучке ^{60}Co , то за опорное должно быть принято качество ^{60}Co . Но если калибровки были сделаны только в рентгеновском диапазоне, то выбрать за опорное качество следует одно из имеющихся качеств Q_0 .⁴² Соответствующий калибровочный коэффициент становится N_{D,w,Q_0} и другие калибровочные коэффициенты $N_{D,w,Q}$ выражаются через k_{Q,Q_0} , используя отношение:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} \quad (39)$$

Если качество пучка пользователя не соответствует ни одному из калибровочных качеств, то следует применять значение для k_{Q,Q_0} из выражения (38) или применить интерполяцию.

Камера, калиброванная для нескольких качеств пучка, может быть впоследствии заново откалибрована только по опорному качеству Q_0 . В этом случае новое значение N_{D,w,Q_0} должно использоваться с предварительно измеренными значениями k_{Q,Q_0} . Однако, из-за специфического свойства ионизационных камер изменять чувствительность в зависимости от энергии рентгеновского излучения средних энергий, предпочтительнее калибровать камеры при всех качествах каждый раз заново. В частности, если N_{D,w,Q_0} изменяется на число, большее чем погрешность калибровки, или производился любой ремонт, то дозиметр должен быть заново откалиброван при всех качествах.

9.6. ИЗМЕРЕНИЯ ПРИ НЕСТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ

9.6.1. Распределение дозы вдоль центральной оси по глубине

Опорные условия, описанные в этих рекомендациях, обеспечивают измерение поглощенной дозы на глубине 2 г/см^2 в воде. Чтобы связать это измерение с дозой на других глубинах, обычно необходимо получить распределение дозы по глубине вдоль центральной оси. Оценка распределения дозы по глубине может быть получена из литературы [81]. Однако, маловероятно, что опубликованные данные будут в точности

⁴² Выбор здесь не критичный; качество, соответствующее коэффициенту $N_{D,w,Q}$ с самой малой вероятностью соответствует качеству близкому к середине диапазона.

соответствовать напряжению и СПО клинического пучка. Поэтому рекомендуется, чтобы распределения дозы по глубине были измерены для каждого клинического пучка.

Несмотря на то, что киловольтное рентгеновское излучение используется в лучевой терапии в течение нескольких десятилетий, методы относительной дозиметрии активно не исследовались. Согласно данным Seuntjens и Verhaegan [104], цилиндрическая камера фармеровского типа, которая является подходящей для стандартной дозиметрии в опорной точке, должна показывать в фантоме значения, которые в разумных пределах не зависят от глубины и размера поля. Однако камера этого типа не может надежно использоваться на глубинах в фантоме меньших, чем приблизительно 0,5 см. В зависимости от размера поля и энергии пучка, может иметься существенная неопределенность в поглощенной дозе на первых нескольких миллиметрах при измерении распределения дозы по глубине (см. рис. 13).

Можно измерить распределение дозы по глубине, применяя маленькую ионизационную камеру в режиме сканирования, как она используется для относительной дозиметрии в высокоэнергетическом диапазоне

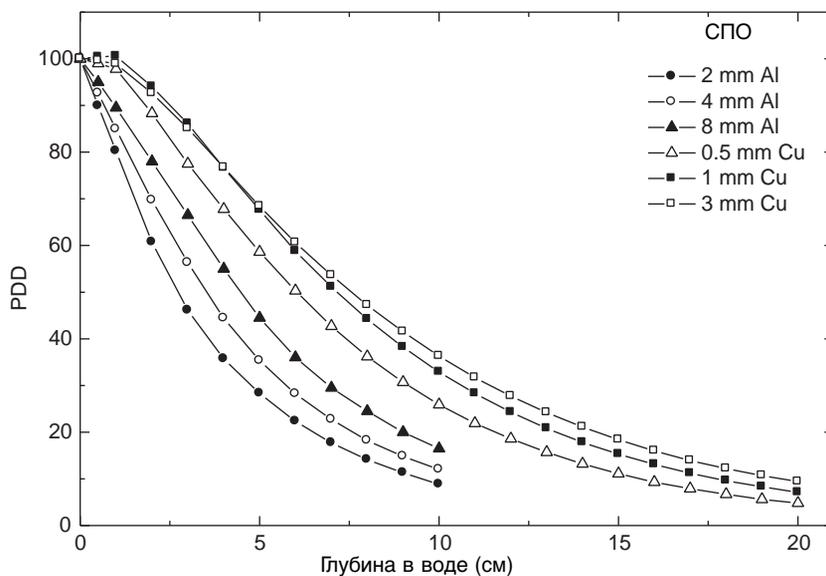


РИС. 13. Зависимость дозы по глубине для среднеэнергетического диапазона рентгеновского излучения. Данные, принятые из [81]. Пучок излучения: 2, 4 и 8 мм Al, диаметр тубуса 10 см, РИП = 20 см; 0,5, 1, и 3 мм Cu, 10 см x 10 см, РИП = 50 см

энергий электронного и фотонного излучений, или используя плоскопараллельную камеру, как для электронов высокой энергии [105]. Это имеет преимущество в точности измерений на глубинах меньше чем 0,5 см. Однако, эти типы камер не предназначены специально для использования с киловольтным рентгеновским излучением, поэтому отношение между распределением ионизации по глубине, и распределением дозы по глубине (в глубинах больше чем 0,5 см) должно быть определено путем сравнения с измерениями с помощью цилиндрических камер фермеровского типа в множестве точек на подходящих глубинах. Глубина измерения цилиндрической камерой в фантоме принимается равной глубине положения центральной оси камеры. В большинстве случаев различия между двумя типами камеры, вероятно, будут не больше, чем несколько процентов [100, 106]. Дальнейшая гарантия точности специальных камер может быть получена, путем сравнения их с опубликованными [81] данными, по крайней мере, для пучков, для которых эти данные являются доступными.

Из-за наложения диапазонов рентгеновского излучения низкой и средней энергии, метод измерения дозы по глубине, использующий пластиковый фантом, как описано в разделе 8.6.1, может использоваться для режимов ниже 100 кВ и СПО 3 мм Al. Возможно использовать этот метод и для режимов с более высокими значениями напряжения или СПО, но только в тех случаях, когда используется пластик, обеспечивающий измерения, которые соответствовали бы в пределах нескольких процентов измерениям в водном фантоме. При измерениях вблизи поверхности должна всегда иметься достаточная толщина материала, чтобы гарантировать полное электронное равновесие. Полная требуемая толщина может быть оценена методом последовательной аппроксимации для электронов с максимальной энергией в используемом материале (см. табл. 24 для 80-100 кВ или [64]).

Некоторые детекторы, которые используются обычно для сканирования высоко - энергетических пучков (фотоны, электроны, и т.д.) не подходят для использования в этом диапазоне рентгеновского излучения из-за чрезмерной неопределенности в зависимости от качества пучка при киловольтных энергиях. Фотодозиметрия и полупроводниковые диоды не подходят по этой же причине. Некоторые ТЛД подходят, но их энергетическая зависимость должна быть проверена перед применением с помощью ионизационных камер.

9.6.2. Коэффициенты радиационного выхода

Для клинического применения необходимо знать значения радиационного выхода для всех комбинаций РИП и размеров полей,

используемых для лучевого лечения. Коэффициент радиационного выхода для диапазона рентгеновского излучения средних энергий – это отношение поглощенной дозы на поверхности водного фантома для данного РИП и размера поля к поглощенной дозе, измеренной при стандартных условиях (стандартные условия даются в табл. 27). Вообще говоря, невозможно проводить надежные измерения непосредственно на поверхности фантома – должна иметься достаточная глубина, чтобы обеспечить полное электронное равновесие. Метод, рекомендуемый в настоящих рекомендациях для получения коэффициента радиационного выхода для каждой комбинации РИП и размера поля, должен обеспечить измерение поглощенной дозы в воде на глубине 2 г/см^2 относительно поглощенной дозы, измеренной при стандартных условиях при том же качестве пучка, и затем получить поглощенную дозу на поверхности с помощью экстраполяции, используя распределение дозы по глубине, измеренное как описано в разд. 9.6.1.

9.7. ОЦЕНКА НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ ПРИ СТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ

До настоящего времени создано очень немного эталонов поглощенной дозы для рентгеновского излучения средних энергий. Неопределённость $N_{D,w,Q}$, определенная непосредственно от первичного эталона, принята здесь равной 1%. Альтернативно, если поглощенная доза в воде получена от эталона воздушной кермы, неопределённость в определении $N_{D,w,Q}$ оценена как 3%. В последнем случае, неопределённость $N_{D,w,Q}$ доминирует в суммарной неопределённости.

Радиационный выход некоторых рентгеновских аппаратов зависит от напряжения сети, температуры трубки, и метода контроля оператором тока трубки и напряжения. Эта последняя неопределенность должна быть оценена пользователем отдельно по анализу стандартного отклонения, по крайней мере, пяти типовых экспозиций облучения. Она не включена в данный раздел.

Поскольку градиент дозы на нижнем конце энергетического диапазона может быть больше чем 1% на миллиметр, трудно определить глубины с воспроизводимостью лучше, чем 1%, и эта неопределённость относится к установке стандартных условий.

Для дозиметрии рентгеновского излучения в диапазоне средних энергий значения для k_{Q,Q_0} получены непосредственно из калибровочных коэффициентов $N_{D,w,Q}$. Если значение N_{D,w,Q_0} используется в выражении

(38) то же самое, что и использовалось в выражении (39), тогда неопределённость произведения $k_{Q,Q_0} N_{D,w,Q_0}$ является как раз неопределённостью $N_{D,w,Q}$ вместе с добавкой 1,0 %, связанной неопределённостью в соответствии пучка калибровки и пучков пользователя. Однако, если значение N_{D,w,Q_0} используемое в выражении (38), отличается, потому что было получено от последующей калибровки дозиметра, тогда неопределённость k_{Q,Q_0} увеличивается из-за недостатка корреляции между новым значением N_{D,w,Q_0} и значения N_{D,w,Q_0} с помощью которого вычислялось k_{Q,Q_0} . Это приводит к увеличению стандартной суммарной неопределённости $D_{w,Q}$ до 0,5%.

Неопределённости суммированы в табл. 28.

ТАБЛИЦА 28. ОЦЕНКА ОТНОСИТЕЛЬНО СТАНДАРТНОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ^a $D_{w,Q}$ НА ОПОРНОЙ ГЛУБИНЕ В ВОДЕ ДЛЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ В ДИАПАЗОНЕ СРЕДНИХ ЭНЕРГИЙ

Физическая величина или процедура	Относительная стандартная неопределённость (%)			
	ДЛВЭ	ДЛВЭ	ДЛПЭ	ДЛПЭ
<i>Этап 1: Поверочная лаборатория</i>				
Калибровка вторичного эталона в ДЛПЭ (N_{D,w,Q_0} или N_K)	1,0	0,5		
Долговременная стабильность вторичного эталона	0,1	0,1		
Калибровка дозиметра пользователя в ДЛВЭ, в единицах N_{D,w,Q_0}				
по эталону поглощенной дозы	0,5		1,0	
полученная из эталона воздушной кермы		3,0		3,0
<i>Суммарная неопределённость на этапе 1:</i>	<i>1,2</i>	<i>3,0</i>	<i>1,0</i>	<i>3,0</i>
<i>Этап 2: Пучок пользователя</i>				
Долговременная стабильность дозиметра пользователя		0,3		
Установление стандартных условий		1,0		
Показание дозиметра M_Q относительно таймера или монитора пучка		0,1		
Поправка на влияющие величины k_i		0,8		
Поправка на качество излучения, k_{Q,Q_0}		1,0		
<i>Суммарная неопределённость на этапе 2</i>		<i>1,6</i>		
Общая стандартная неопределённость $D_{w,Q}$ (этапы 1 + 2)	2,0	3,4	1,9	3,0

^a См. рекомендации ИСО по выражению неопределённости [32] или прил. IV. Оценки, данные в таблице, должны рассматриваться как типовые значения; они могут измениться в зависимости от неопределённости, указанной в поверочной лаборатории для калибровочных коэффициентов и на основе экспериментальных данных учреждения пользователя.

9.8. ФОРМА РАБОЧЕЙ ЗАПИСИ

Определение поглощенной дозы в воде для рентгеновского излучения средних энергий

Пользователь: _____ Дата: _____

1. Терапевтический аппарат и стандартные условия для определения $D_{w,Q}$

Рентгеновская установка: _____ Номинальный потенциал трубки: _____ кВ

Номинальный ток трубки: _____ мА Качество пучка Q (СПО): _____ ммAl

Стандартный фантом: вода Опорная глубина: _____ г/см²

Стандартный размер поля: _____ см × см Стандартное РИП: _____ см

2. Ионизационная камера и электрометр

Модель камеры: _____ Серийный номер.: _____

Стенка камеры: _____ толщина = _____ г/см²

Водонепроницаемая насадка: _____ толщина = _____ г/см²

Окно фантома: _____ толщина = _____ г/см²

Калибровочный коэффициент по поглощенной дозе в воде $N_{D,w,Q_0} =$ _____ Гр/нКл

Гр/показания прибора

Качество пучка Q_0 при калибровке (СПО): _____ мм

Условия калибровки P_0 : _____ кПа T_0 : _____ °C Относит. влажность: _____ %

Потенциал на камере V_1 : _____ В Полярность при калибровке: +ve -ve

корректировка на эффект полярности

Полярность у пользователя: +ve -ve

Калибровочная лаборатория: _____ Дата: _____

Модель электрометра: _____ Серийный номер.: _____

Калибровка отдельно от камеры: да нет Установка диапазона: _____

Если да, то калибровочная лаборатория: _____ Дата: _____

3. Показания дозиметра^a и поправки на влияющие величины

Нескорректированные показания дозиметра при V

и установленной полярности: _____ нКл показания прибора

Соответствующее время: _____ мин

Отношение показаний дозиметра ко времени^b: $M =$ _____ нКл/мин показ./мин.

(i) Давление P : _____ кПа Температура T : _____ °C Относит. влажность (если изв.): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \underline{\hspace{2cm}}$$

(ii) Поправочный коэффициент на чувствит. электрометра^c k_{elec} : нКл/показание прибора

безразмерный $k_{elec} = \underline{\hspace{2cm}}$

(iii) Поправка на полярность^d число делений при +V: M_+ = _____ то же при -V: M_- = _____

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \underline{\hspace{2cm}}$$

Скорректированное показание дозиметра при напряжении V:

$$M_Q = M k_{TP} k_{elec} k_{pol} = \underline{\hspace{2cm}} \quad \square \text{ нКл/мин} \quad \square \text{ показан. прибора/мин}$$

4. Мощность поглощенной дозы в воде на опорной глубине, z_{ref}

Поправочный коэффициент на качество излучения для излучения Q : $k_{Q,Q_o} = \underline{\hspace{2cm}}$

при Q_o (СПО) = _____ мМАл Cu

Калибровочная лаборатория: _____ Дата: _____

или Поправочный коэффициент на качество излучения интерполирован:

$(k_{Q,Q_o})_1 = \underline{\hspace{2cm}}$ при СПО₁ = _____ мМАл Дата: _____

$(k_{Q,Q_o})_2 = \underline{\hspace{2cm}}$ при СПО₂ = _____ мМАл Дата: _____

$$k_{Q,Q_o} = (k_{Q,Q_o})_1 + [(k_{Q,Q_o})_2 - (k_{Q,Q_o})_1] \left[\frac{\ln HVL - \ln HVL_1}{\ln HVL_2 - \ln HVL_1} \right] = \underline{\hspace{2cm}}$$

Калибровочная мощность дозы на глубине z_{ref} :

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_o} k_{Q,Q_o} = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Гр/мин}$$

5. Мощность поглощенной дозы в воде на глубине максимума дозы, z_{max}

Глубина максимума дозы: $z_{max} = \underline{\hspace{2cm}}$ г/см²

Процентная глубин. доза на глубине z_{ref} для поля _____ см × _____ см : $PDD(z_{ref} = 2 \text{ г/см}^2) = \underline{\hspace{2cm}} \%$

Калибровочная мощность дозы по монитору на глубине z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Гр/мин}$$

^a Все показания должны быть проверены на утечку и при необходимости откорректированы.

^b Неопределенность таймера должна быть учтена. Поправка при напряжении V может быть определена следующим образом:

M_A результат интегрирования за время t_A $M_A = \underline{\hspace{2cm}}$ $t_A = \underline{\hspace{2cm}}$ мин

M_B результат интегрирования за n коротких интервалов измерения t_B/n каждый ($2 \leq n \leq 5$)

$M_B = \underline{\hspace{2cm}}$ $t_B = \underline{\hspace{2cm}}$ мин $n = \underline{\hspace{2cm}}$

Погрешность таймера, $\tau = \frac{M_B t_A - M_A t_B}{n M_A - M_B} = \underline{\hspace{2cm}}$ мин (знак τ должен быть учтен)

$$M = \frac{M_A}{t_A + \tau} = \underline{\hspace{2cm}} \quad \square \text{ нКл/мин} \quad \square \text{ число делений в мин}$$

^c Если электрометр не был калиброван отдельно, $k_{elec} = 1$.

^d M при определении k_{pol} означает полярность, использованную потребителем. Желательно, чтобы каждое показание в соотношении являлось бы средним отношением M (либо M_+ , либо M_-) к показанию внешнего монитора, M_{em} .

10. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ДЛЯ ПУЧКОВ ПРОТОНОВ

10.1. ОБЩИЕ ПОЛОЖЕНИЯ

Этот раздел представляет собой практические рекомендации по стандартной дозиметрии (калибровке пучков) и рекомендации по относительной дозиметрии в протонных пучках в диапазоне энергий от 50 МэВ до 250 МэВ. Они базируются на калибровочном коэффициенте в единицах поглощенной дозы в воде N_{D,w,Q_0} для дозиметра, откалиброванного в опорном пучке с качеством Q_0 ⁴³.

В настоящее время для пучков протонов имеется два клинических применения [107]. Протоны сравнительно небольшой энергии (менее 90 МэВ) используются для лечения опухолей глаза с размером поля меньшим, чем 4 см на 4 см и с большой мощностью дозы. Протоны большой энергии (большей 150 МэВ) применяются для лечения крупных или глубоко расположенных опухолей. В этих случаях размеры полей и мощности доз аналогичны тем, которые используются при терапии фотонами высокой энергии.

Типичное распределение дозы по глубине для терапевтического пучка протонов показано на рис. 14а. Оно состоит из области, где доза возрастает медленно с глубиной, называемой “плато”, и области, где доза возрастает быстро до максимума, называемой “пик Брэгга”.

Клинические применения требуют сравнительно равномерного облучения объема, подвергаемому лечению. Для этой цели распределение дозы от протонного пучка должно быть модифицировано, как в горизонтальной плоскости, так и по глубине. Это достигается суперпозицией пиков Брэгга разной интенсивности и энергии на глубине, где производится облучение. Такой способ называется “модуляцией пучка” и создает область высокой равномерности дозы, называемую “модифицированным пиком Брэгга” (*spread-out Bragg peak, SOBП*), см. рис. 14b. Ширину этого пика обычно измеряют по положению 95% уровней дозы.

Модуляция пика Брэгга может достигаться различной техникой, такой, как энергетическая модуляция [108], растровым сканированием, или динамическим сканированием пучка [107, 109]. В последнем случае

⁴³ Так как в настоящее время не существует первичного эталона единицы поглощенной дозы в воде для протонов, гамма-излучение ^{60}Co используется в протонной дозиметрии как пучок опорного качества Q_0 (см. разд. 10.5).

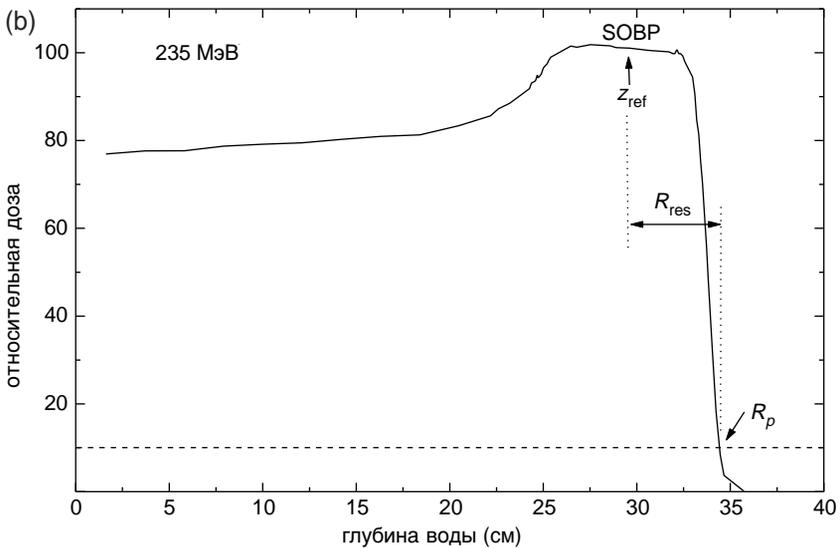
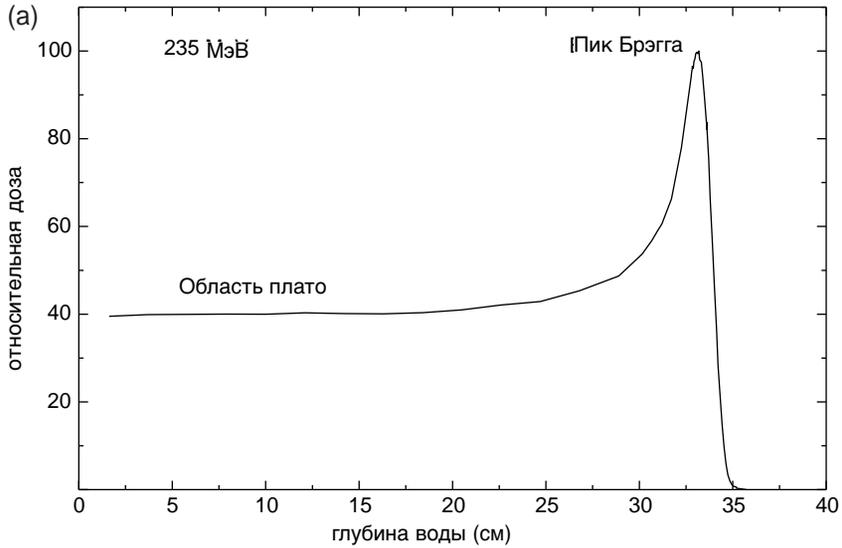


РИС. 14 (а). Процентное глубинное дозовое распределение для пучка протонов с энергией 235 МэВ, иллюстрирующее “плато” и пик Брэгга; (б) Процентное глубинное распределение дозы для модулированного пучка протонов. На рисунке отмечена опорная глубина z_{ref} (половина SOBP), остаточный пробег, чтобы охарактеризовать качество пучка, R_{res} , и практический пробег R_p .

модуляция пучка может быть частью более сложной сканирующей техники в трех направлениях. Некоторые техники лечения используют область плато [110].

Современная клиническая дозиметрия протонов базируется на различных типах дозиметров, таких как калориметры, ионизационные камеры, цилиндры Фарадея, трековые детекторы, активационные методы и диоды [108, 111, 112]. Существующие дозиметрические методики протонной дозиметрии [113–115] содержат рекомендации по использованию ионизационных камер, откалиброванных в воздухе в пучке ^{60}Co по экспозиционной дозе или воздушной керме. В [116] дополнительно обсуждается вопрос об определении поглощенной дозы в протонном пучке с использованием ионизационных камер, откалиброванных в единицах поглощенной дозы в воде в пучке ^{60}Co . Однако, доклад содержит только общие соображения с малым количеством деталей.

10.2. ДОЗИМЕТРИЧЕСКОЕ ОБОРУДОВАНИЕ

10.2.1. Ионизационные камеры

Необходимо следовать рекомендациям относительно ионизационных камер, приведенным в разделе 4.2.1. Как цилиндрические, так и плоско-параллельные камеры рекомендуются для калибровки клинических протонных пучков. Однако, суммарная стандартная неопределенность определения D_w для плоско-параллельных камер будет несколько больше, чем для цилиндрических камер, за счет большей неопределенности p_{wall} в опорном пучке ^{60}Co (см. табл. 32 и прил. II). По этой причине цилиндрические ионизационные камеры являются более предпочтительными для стандартной дозиметрии. Их использование, однако, ограничено для протонных пучков с качеством на опорной глубине $R_{res} \geq 0,5 \text{ г/см}^2$. Цилиндрические камеры с графитовыми стенками являются более предпочтительными, чем камеры со стенками из пластмассы, т.к. они дольше сохраняют стабильность и меньше отличаются друг от друга (см. раздел 4.2.1. и рис. 2). Опорная точка у этих камер выбирается на их центральной оси в центре полости. Эта точка совмещается с опорной глубиной фантома.

Плоскопараллельные камеры могут использоваться в стандартной дозиметрии для всех протонных пучков, однако, должны применяться для протонных пучков с качеством на опорной глубине $R_{res} > 0,5 \text{ г/см}^2$. Для этих камер опорная точка выбирается на внутренней поверхности входного окна в его центре. Эта точка совмещается с интересующей

точкой фантома. Диаметр полости плоскопараллельной камеры или длина полости цилиндрической ионизационной камеры не должны быть больше примерно половины размера опорного поля. Более того, внешний диаметр цилиндрических камер не должен быть больше половины ширины *SOBP*.

Для относительной дозиметрии рекомендуются только плоскопараллельные ионизационные камеры. Типы камер, данные о которых приведены в настоящих методических рекомендациях, перечислены в табл. 31 разд. 10.5.

10.2.2. Фантомы и насадки для камер

Необходимо следовать рекомендациям относительно фантомов и насадок на камеры, изложенных в разделах 4.2.3. и 4.2.4. Вода рекомендуется в качестве стандартной среды для определения поглощенной дозы и измерений характеристик качества протонных пучков. Фантом должен превышать размер используемого поля со всех четырех сторон как минимум на 5 см при измерениях распределений доз по глубине, и по крайней мере на 5 г/см² за максимальной измеряемой глубиной.

При горизонтальных пучках окно фантома должно быть сделано из пластика толщиной t_{win} от 0,2 до 0,5 см. При определении глубины, на которую помещается камера, следует принять во внимание водозэквивалентную толщину окна фантома (в г/см²). Толщина рассчитывается как произведение $t_{win} \rho_{pl}$, где ρ_{pl} плотность пластика (в г/см³). Для обычно используемого пластика ПММА и чистого полистирола при расчетах водозэквивалентности окна могут использоваться значения $\rho_{ПММА} = 1,19$ г/см³ и $\rho_{полист} = 1,06$ г/см³ [64].

Для водонепроницаемых камер должна использоваться водонепроницаемая насадка из ПММА толщиной желательно не более 1,0 мм. Воздушный зазор между стенкой камеры и водонепроницаемой насадкой является существенным для достижения равновесия давления воздуха и должен находиться в пределах от 0,1 до 0,3 мм. Та же водонепроницаемая насадка, которая использовалась при калибровке камеры пользователя, должна применяться в опорной дозиметрии. Если нет возможности использовать ту же водонепроницаемую насадку, которая применялась в поверочной лаборатории, должна применяться насадка из того же материала и такой же толщины. Если плоскопараллельные камеры водонепроницаемы, они должны использоваться в водонепроницаемом чехле, предпочтительно из ПММА или материала близкого по составу стенкам камеры. В идеальном случае перед поверхностью камеры и за ее объемом не должно быть дополнительного материала больше 1 мм.

Для стандартной дозиметрии протонных пучков не должны использоваться пластиковые фантомы, т.к. необходимый поправочный коэффициент вода-пластик, h_{pl} неизвестен. Информация об использовании пластиковых фантомов для относительной дозиметрии дана в разд. 10.6.3.

10.3. ОПРЕДЕЛЕНИЕ КАЧЕСТВА ПУЧКА

10.3.1. Выбор показателя качества пучка

В предыдущих рекомендациях дозиметрии протонных пучков [114–116] качество протонного пучка характеризовалось эффективной энергией, которая определялась, как энергия моноэнергетического пучка протонов, имеющего пробег, равный остаточному пробегу R_{res} клинического пучка протонов (см. определение выше). Этот выбор был обусловлен малой зависимостью от энергии отношения тормозных способностей вода-воздух (см. рис. 21) и тем фактом, что эффективная энергия близка к максимальной энергии спектра протонов на опорной глубине (см. стандартные условия в табл. 29 и 30).

В настоящих методических рекомендациях в качестве показателя качества пучка выбран остаточный пробег, R_{res} . Он имеет то преимущество, что может быть измерен очень точно. Хотя этот выбор слегка переоценивает значение отношения тормозных способностей в середине *SOBP*, этот эффект вряд ли превосходит 0,3 % [116, 117].

Остаточный пробег R_{res} (в г/см²) на измеряемой глубине z определяется следующим соотношением:

$$R_{res} = R_p - z \quad (40)$$

где z глубина, на которой производятся измерения, R_p – практический пробег (все выражено в г/см²), который по определению [116] является глубиной, на которой за пиком Брэгга или *SOBP* поглощенная доза уменьшается до 10% от ее значения в максимуме (см. рис.14 (b)). В отличие от других излучений, которым посвящены настоящие практические рекомендации, качество протонных пучков Q определяется через опорную глубину z_{ref} , выбираемую для измерений.

10.3.2. Измерение качества пучка

Остаточный пробег R_{res} может быть определен из результатов распределения дозы по глубине при соблюдении условий, приведенных в

табл. 29. Выбор плоскопараллельной камеры является предпочтительным для измерений дозовых распределений по глубине вдоль центральной оси. Дополнительная информация по вопросу измерений распределений доз по глубине дана в разд. 10.6.

10.4. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ

10.4.1. Стандартные условия

Стандартные условия для определения поглощенной дозы в воде в протонных пучках приведены в табл. 30.

10.4.2. Определение поглощенной дозы в стандартных условиях

Общая методика определения поглощенной дозы в воде приведена в разд. 3. Поглощенная доза в воде на опорной глубине z_{ref} в протонном пучке с качеством Q в отсутствие камеры определяется соотношением:

ТАБЛИЦА 29. СТАНДАРТНЫЕ УСЛОВИЯ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КАЧЕСТВА ПРОТОННОГО ПУЧКА (R_{res})

Влияющая величина	Стандартная величина или стандартные характеристики
Материал фантома	Вода
Тип камеры	Цилиндрическая или плоскопараллельная
Опорная точка камеры	Для плоскопараллельных камер на внутренней поверхности окна, в его центре для цилиндрических камер на центральной оси, в центре объема полости
Расположение опорной точки камеры	Для плоскопараллельной и цилиндрической камер в интересующей точке
РИП	Расстояние при клиническом лечении
Размер поля на поверхности фантома	10 см × 10 см При использовании малых полей (например, лечение глаз) 10 см × 10 см или большие поля, требуемые клиникой

ТАБЛИЦА 30. СТАНДАРТНЫЕ УСЛОВИЯ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ В ПРОТОННЫХ ПУЧКАХ

Влияющая величина	Стандартная величина или стандартные характеристики
Материал фантома	Вода
Тип камеры	для $R_{\text{res}} \geq 0.5 \text{ г/см}^2$, цилиндрическая или плоскопараллельная для $R_{\text{res}} < 0.5 \text{ г/см}^2$, плоскопараллельная
Глубина измерения z_{ref}	Середина $SOBP^a$
Опорная точка камеры	Для плоскопараллельных камер на внутренней поверхности окна, в его центре для цилиндрических камер на центральной оси, в центре объема полости
Расположение опорной точки камеры	Для плоскопараллельной и цилиндрической камер на глубине измерений z_{ref}
РИП	Расстояние при клиническом лечении
Размер поля на поверхности фантома	10 см × 10 см, или то, которое используется для нормализации При использовании малых полей (например, лечение глаз) 10 см × 10 см или большие поля, требуемые клиником

^a Опорная глубина может быть выбрана в районе плато на глубине 3 г/см² для клинических применений моноэнергетических протонных пучков.

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (41)$$

где M_Q показания дозиметра, опорная точка камеры которого совмещена с z_{ref} в соответствии со стандартными условиями, изложенными в табл. 30. Показания скорректированы на влияющие величины давление и температуру, калибровку электрометра, эффект полярности напряжения и рекомбинацию ионов, как это описано в форме рабочей записи (см. также раздел 4.4.3). N_{D,w,Q_0} – калибровочный коэффициент дозиметра для опорного качества Q_0 в единицах поглощенной дозы в воде и k_{Q,Q_0} поправочный коэффициент, который корректирует разницу между качеством опорного пучка Q_0 и качеством используемого пучка Q .

10.5. ЗНАЧЕНИЯ k_{Q,Q_0}

В идеальных случаях значения k_{Q,Q_0} могли бы быть определены непосредственно измерениями поглощенной дозы при качествах излучения Q и Q_0 , (см. уравн. 3), с помощью ионизационных камер пользователя, используемых для протонной дозиметрии. Однако в настоящее время отсутствует первичный эталон единицы поглощенной дозы в воде для протонных пучков. Поэтому все величины k_{Q,Q_0} , приведенные в настоящих практических рекомендациях для протонных пучков, основаны на гамма-излучении ^{60}Co , как опорном излучении Q_0 . Обозначение k_Q показывает исключительное использование излучения ^{60}Co как опорного качества.

Значения для k_Q были рассчитаны, используя соотношение (4). Значения физических параметров в этом соотношении обсуждаются в прил. II. На рис. 15 показаны расчетные значения k_Q в зависимости от показателя качества R_{res} для некоторых общеупотребительных типов цилиндрических и плоскопараллельных камер. В табл. 31 приведены расчетные значения k_Q как функция R_{res} для цилиндрических и плоскопараллельных ионизационных камер. Значения k_Q для не табулированных качеств пучка протонов могут быть получены интерполяцией табулированных данных.

10.6. ИЗМЕРЕНИЯ В НЕСТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ

В клинической дозиметрии требуются измерения центрально-осевых процентных распределений доз по глубине, поперечных профилей пучков, коэффициентов выхода и т. п. Такие измерения могут выполняться для различных комбинаций энергий, размеров полей, РИП, используемых для лечения. При выборе ионизационных камер и фантомов в таких измерениях следует пользоваться рекомендациями, изложенными в разделе 10.2.

10.6.1. Распределение дозы вдоль центральной оси по глубине

Для измерений распределений доз по глубине рекомендуется использовать плоскопараллельные камеры. Измеренное распределение ионизации по глубине должно быть пересчитано в распределение доз по глубине, т.к. отношение тормозных способностей $s_{w,air}$ зависит от глубины, особенно в области низких энергий. Это достигается умножением ионизационного тока или заряда на каждой глубине z на отношение тормозных способностей $s_{w,air}$ и коэффициент возмущения для этой

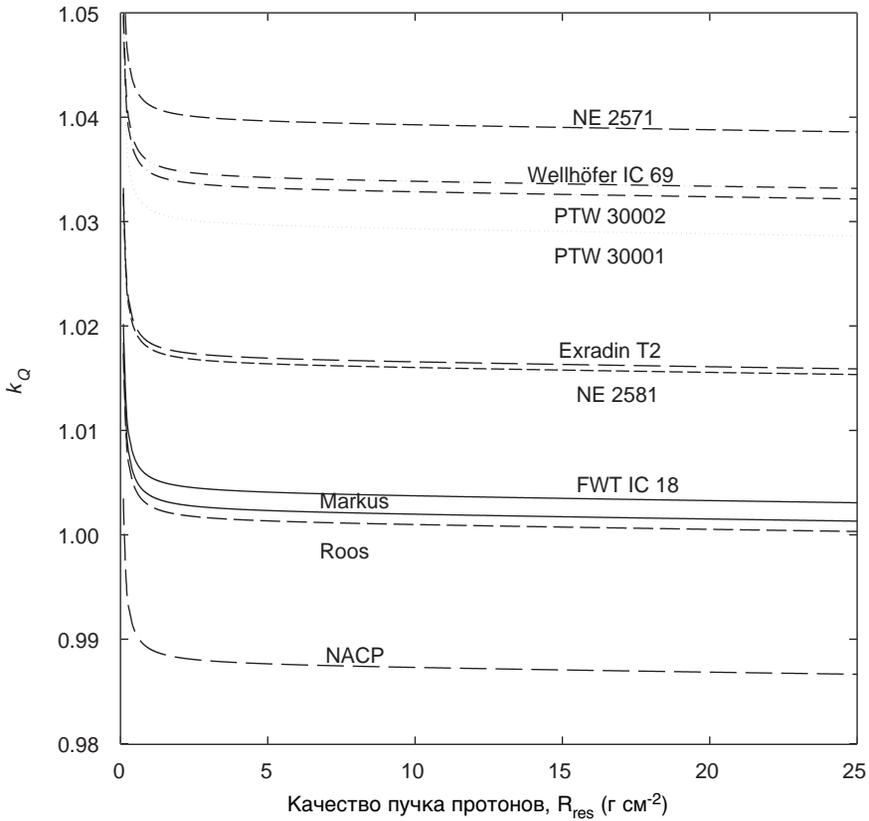


РИС. 15. Расчетные значения k_Q для различных обычно используемых для стандартных измерений цилиндрических и плоскопараллельных ионизационных камер как функция качества протонного пучка Q (R_{res}). Данные из табл. 14.

глубины. Значения $s_{w,air}$ как функция R_{res} могут быть рассчитаны по соотношению (73) прил. II. Коэффициент возмущения предполагается равным единице (см. прил. II). Влияние рекомбинации ионов и эффекта полярности напряжения на распределение ионизации по глубине должны быть исследованы и приняты во внимание, если они изменяются с глубиной.

Если размер поля, в котором проводятся измерения, меньше чем двойной диаметр полости плоскопараллельной камеры, может быть рекомендован детектор с лучшим пространственным разрешением (например, миниатюрная камера, диод или алмазный детектор). Результирующее распределение должно быть также пересчитано, используя соответствующие отношения тормозных способностей (т.е. вода

ТАБЛИЦА 31. РАССЧЕТНЫЕ ВЕЛИЧИНЫ k_Q ДЛЯ ПРОТОННЫХ ПУЧКОВ И РАЗЛИЧНЫХ ЦИЛИНДРИЧЕСКИХ И ПЛОСКОПАРАЛЛЕЛЬНЫХ КАМЕР КАК ФУНКЦИЯ КАЧЕСТВА R_{res}

Тип ионизационной камеры ^a	Качество пучка R_{res} (г/см ²)															
	0.25	0.5	1	1.5	2	2.5	3	3.5	4	4.5	5	7.5	10	15	20	30
<i>Цилиндрические камеры</i>																
Capintec PR-05P mini	—	1.046	1.045	1.044	1.044	1.044	1.043	1.043	1.043	1.043	1.043	1.043	1.043	1.043	1.042	1.042
Capintec PR-05 mini	—	1.046	1.045	1.044	1.044	1.044	1.043	1.043	1.043	1.043	1.043	1.043	1.043	1.043	1.042	1.042
Capintec PR-06C/G Farmer	—	1.038	1.037	1.036	1.036	1.036	1.036	1.035	1.035	1.035	1.035	1.035	1.035	1.035	1.034	1.034
Exradin A2 Spokas	—	1.057	1.055	1.054	1.054	1.054	1.054	1.054	1.054	1.054	1.054	1.053	1.053	1.053	1.053	1.052
Exradin T2 Spokas	—	1.020	1.018	1.018	1.018	1.017	1.017	1.017	1.017	1.017	1.017	1.017	1.017	1.016	1.016	1.016
Exradin A1 mini Shonka	—	1.045	1.043	1.043	1.042	1.042	1.042	1.042	1.042	1.042	1.042	1.042	1.042	1.041	1.041	1.041
Exradin T1 mini Shonka	—	1.009	1.007	1.007	1.006	1.006	1.006	1.006	1.006	1.006	1.006	1.005	1.005	1.005	1.005	1.004
Exradin A12 Farmer	—	1.043	1.042	1.041	1.041	1.041	1.041	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.039	1.039
Far West Tech. IC-18	—	1.007	1.006	1.005	1.005	1.005	1.004	1.004	1.004	1.004	1.004	1.004	1.004	1.003	1.003	1.003
FZH TK 01	—	1.032	1.031	1.030	1.030	1.030	1.030	1.029	1.029	1.029	1.029	1.029	1.029	1.029	1.028	1.028
Nuclear Assoc. 30-750	—	1.037	1.035	1.034	1.034	1.034	1.034	1.034	1.034	1.033	1.033	1.033	1.033	1.033	1.033	1.032
Nuclear Assoc. 30-749	—	1.041	1.039	1.039	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.037	1.037	1.037	1.037	1.036
Nuclear Assoc. 30-744	—	1.041	1.039	1.039	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.037	1.037	1.037	1.037	1.036
Nuclear Assoc. 30-716	—	1.041	1.039	1.039	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.037	1.037	1.037	1.037	1.036
Nuclear Assoc. 30-753																
Farmer shortened	—	1.041	1.040	1.039	1.039	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.037	1.037	1.037
Nuclear Assoc. 30-751 Farmer	—	1.037	1.036	1.035	1.035	1.035	1.035	1.034	1.034	1.034	1.034	1.034	1.034	1.034	1.033	1.033
Nuclear Assoc 30-752 Farmer	—	1.044	1.042	1.041	1.041	1.041	1.041	1.041	1.041	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.039
NE 2515	—	1.033	1.032	1.031	1.031	1.031	1.031	1.030	1.030	1.030	1.030	1.030	1.030	1.030	1.029	1.029
NE 2515/3	—	1.043	1.041	1.041	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.039	1.039	1.039	1.039	1.038

ТАБЛИЦА 31. (продолж.)

NE 2577	—	1.043	1.041	1.041	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.039	1.039	1.039	1.039	1.038
NE 2505 Farmer	—	1.033	1.032	1.031	1.031	1.031	1.031	1.030	1.030	1.030	1.030	1.030	1.030	1.030	1.029	1.029
NE 2505/A Farmer	—	1.021	1.019	1.019	1.018	1.018	1.018	1.018	1.018	1.018	1.018	1.018	1.017	1.017	1.017	1.016
NE 2505/3, 3A Farmer	—	1.043	1.041	1.041	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.039	1.039	1.039	1.039	1.038
NE 2505/3, 3B Farmer	—	1.025	1.023	1.023	1.022	1.022	1.022	1.022	1.022	1.022	1.022	1.021	1.021	1.021	1.021	1.020
NE 2571 Farmer	—	1.043	1.041	1.041	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.039	1.039	1.039	1.039	1.038
NE 2581 Farmer	—	1.020	1.018	1.017	1.017	1.017	1.017	1.017	1.017	1.016	1.016	1.016	1.016	1.016	1.016	1.015
NE 2561 / 2611 Sec. Std	—	1.040	1.038	1.038	1.037	1.037	1.037	1.037	1.037	1.037	1.037	1.037	1.036	1.036	1.036	1.036
PTW 23323 micro	—	1.027	1.025	1.025	1.025	1.024	1.024	1.024	1.024	1.024	1.024	1.024	1.024	1.023	1.023	1.023
PTW 23331 rigid	—	1.037	1.035	1.034	1.034	1.034	1.034	1.034	1.033	1.033	1.033	1.033	1.033	1.033	1.033	1.032
PTW 23332 rigid	—	1.031	1.029	1.028	1.028	1.028	1.028	1.028	1.027	1.027	1.027	1.027	1.027	1.027	1.027	1.026
PTW 23333	—	1.033	1.031	1.031	1.030	1.030	1.030	1.030	1.030	1.030	1.030	1.029	1.029	1.029	1.029	1.028
PTW 30001/30010 Farmer	—	1.033	1.031	1.031	1.030	1.030	1.030	1.030	1.030	1.030	1.030	1.029	1.029	1.029	1.029	1.028
PTW 30002/30011 Farmer	—	1.036	1.035	1.034	1.034	1.034	1.034	1.033	1.033	1.033	1.033	1.033	1.033	1.033	1.032	1.032
PTW 30004/30012 Farmer	—	1.044	1.042	1.041	1.041	1.041	1.041	1.041	1.041	1.041	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.039
PTW 30006/30013 Farmer	—	1.033	1.032	1.031	1.031	1.031	1.030	1.030	1.030	1.030	1.030	1.030	1.030	1.029	1.029	1.029
PTW 31002 flexible	—	1.032	1.030	1.029	1.029	1.029	1.029	1.029	1.029	1.029	1.029	1.028	1.028	1.028	1.028	1.027
PTW 31003 flexible	—	1.032	1.030	1.029	1.029	1.029	1.029	1.029	1.029	1.029	1.029	1.028	1.028	1.028	1.028	1.027
PTW 31006 PinPoint	—	1.027	1.025	1.025	1.024	1.024	1.024	1.024	1.024	1.024	1.024	1.024	1.023	1.023	1.023	1.022
PTW 31014 PinPoint	—	1.028	1.026	1.025	1.025	1.025	1.025	1.025	1.025	1.025	1.024	1.024	1.024	1.024	1.024	1.023
SNC 100700-0 Farmer	—	1.033	1.031	1.030	1.030	1.030	1.030	1.030	1.030	1.030	1.030	1.029	1.029	1.029	1.029	1.028
SNC 100700-1 Farmer	—	1.044	1.042	1.042	1.042	1.041	1.041	1.041	1.041	1.041	1.041	1.041	1.041	1.040	1.040	1.040
Victoreen Radocon III 550	—	1.031	1.030	1.029	1.029	1.028	1.028	1.028	1.028	1.028	1.028	1.028	1.028	1.027	1.027	1.027
Victoreen Radocon II 555	—	1.014	1.012	1.012	1.011	1.011	1.011	1.011	1.011	1.011	1.011	1.011	1.010	1.010	1.010	1.010
Victoreen 30-348	—	1.023	1.022	1.021	1.021	1.021	1.020	1.020	1.020	1.020	1.020	1.020	1.020	1.020	1.019	1.019
Victoreen 30—351	—	1.026	1.024	1.023	1.023	1.023	1.023	1.023	1.023	1.022	1.022	1.022	1.022	1.022	1.022	1.021

ТАБЛИЦА 31. (продолж.)

Victoreen 30-349	—	1.030	1.028	1.027	1.027	1.027	1.027	1.027	1.027	1.026	1.026	1.026	1.026	1.026	1.026	1.025
Victoreen 30-361	—	1.023	1.021	1.020	1.020	1.020	1.020	1.020	1.020	1.020	1.020	1.019	1.019	1.019	1.019	1.018
Scdx-Wellhöfer CC01	—	1.042	1.040	1.040	1.040	1.039	1.039	1.039	1.039	1.039	1.039	1.039	1.039	1.038	1.038	1.038
Scdx-Wellhöfer CC04/IC04	—	1.037	1.035	1.035	1.034	1.034	1.034	1.034	1.034	1.034	1.034	1.034	1.033	1.033	1.033	1.032
Scdx-Wellhöfer CC08/IC05/IC06	—	1.041	1.039	1.039	1.039	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.037	1.037	1.037
Scdx-Wellhöfer CC13/IC10/IC15	—	1.041	1.039	1.039	1.039	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.037	1.037	1.037	1.037	1.037
Scdx-Wellhöfer CC25/IC25	—	1.041	1.039	1.039	1.039	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.037	1.037	1.037	1.037	1.037
Scdx-Wellhöfer FC23-C/IC28 Farmer shortened	—	1.042	1.040	1.039	1.039	1.039	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.038	1.037	1.037
Scdx-Wellhöfer FC65-P/IC69 Farmer	—	1.037	1.036	1.035	1.035	1.035	1.035	1.034	1.034	1.034	1.034	1.034	1.034	1.034	1.033	1.033
Scdx-Wellhöfer FC65-G/IC70 Farmer	—	1.044	1.042	1.041	1.041	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.039
<i>Плоскопараллельные камеры</i>																
Attix RMI 449	0.995	0.992	0.990	0.989	0.989	0.989	0.989	0.989	0.989	0.989	0.989	0.988	0.988	0.988	0.988	0.987
Capintec PS-033	1.029	1.026	1.024	1.024	1.023	1.023	1.023	1.023	1.023	1.023	1.023	1.022	1.022	1.022	1.022	1.021
Exradin P11	1.000	0.997	0.995	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.993	0.993	0.993	0.993	0.993	0.992
Holt (Memorial)	1.014	1.010	1.009	1.008	1.008	1.008	1.008	1.008	1.007	1.007	1.007	1.007	1.007	1.007	1.007	1.006
NACP/Calcam	0.994	0.991	0.989	0.989	0.988	0.988	0.988	0.988	0.988	0.988	0.988	0.987	0.987	0.987	0.987	0.986
Markus	1.009	1.005	1.004	1.003	1.003	1.003	1.003	1.003	1.002	1.002	1.002	1.002	1.002	1.002	1.002	1.001
Roos	1.008	1.004	1.003	1.002	1.002	1.002	1.002	1.002	1.001	1.001	1.001	1.001	1.001	1.001	1.001	1.000

^a Некоторые камеры не удовлетворяют минимальным требованиям, изложенным в разд. 4.2.1. Однако, они включены, т.к. используются в клинической практике.

- воздух, вода - кремний, вода - графит). Для этого необходимые значения тормозных способностей можно найти в [118]. Возможность использования таких детекторов для измерений распределений доз по глубине должна быть проверена сравнением с плоскопараллельной камерой в поле большего размера.

Для клинических протонных сканирующих пучков времена измерений должны иметь продолжительность большую, чем цикл сканирования поля, чтобы получить воспроизводимые результаты.

10.6.2. Коэффициенты радиационного выхода

Коэффициент радиационного выхода может быть определен как отношение откорректированных показаний дозиметра на опорной глубине z_{ref} полученных в ряде нестандартных условиях, к измеренным в стандартных условиях (стандартные условия приведены в табл. 30). Для данного протонного пучка коэффициенты выхода должны быть измерены для всех нестандартных размеров полей и РИП, используемых для лечения пациентов.

10.6.3. Использование пластиковых фантомов для относительной дозиметрии

Использование пластиковых фантомов настоятельно не рекомендуется, поскольку их применение может привести к расхождениям в определении поглощенных доз. Пластиковые фантомы не должны использоваться для стандартной дозиметрии, поскольку необходимые поправочные коэффициенты, h_{pl} неизвестны. Однако, когда точная установка камер в воде невозможна, или отсутствуют водонепроницаемые камеры, их применение разрешается для измерений распределений доз по глубине для протонных пучков низких энергий (приблизительно ниже 100 МэВ). В этом случае показания дозиметра на каждой глубине пластикового фантома должно быть сделано масштабирование, используя масштабный коэффициент h_{pl} . Можно предположить, что h_{pl} будет постоянной величиной, равной единице, для всех глубин.

Критерии, определяющие выбор материала пластика, обсуждались в разделе 4.2.3. Плотность пластика, ρ_{pl} , должна быть измерена для каждой используемой партии, а не взято номинальное значение для пластика этого типа. Каждая измеренная глубина в пластике z_{pl} (выраженная в г/см²) должна быть пересчитана, чтобы получить глубину в воде $z_{вод}$:

$$z_w = z_{pl} c_{pl} \text{ г/см}^2 \text{ (} z_{pl} \text{ в г/см}^2 \text{)} \quad (42)$$

где c_{pl} глубинный масштабный коэффициент. Для протонных пучков c_{pl} может быть рассчитан с хорошей точностью как отношение пробегов (в г/см²) в приближении непрерывного замедления в воде и пластике [118]. Глубинный масштабный коэффициент c_{pl} равен 0,974 для ПММА и 0,981 для чистого полистирола. Чтобы получить центрально-осевое глубинное распределение дозы из измеренного глубинного распределения ионизации, следует пользоваться рекомендациями, изложенными в разделе 10.6.1.

Если пластиковый фантом используется для измерения показателя качества пучка, измеряемой величиной является остаточный пробег в пластике, $R_{res,pl}$. Остаточный пробег в воде, R_{res} , также получается масштабированием (42).

10.7. ОЦЕНКА НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ РЕЗУЛЬТАТА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ В СТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ

Неопределенности, связанные с физическими величинами и процедурами определения поглощенной дозы в воде в пучке протонов пользователя, могут быть разбиты на два этапа. На этапе 1 рассматриваются неопределенности калибровки камеры пользователя в единицах $N_{D,w}$ в поверочной лаборатории. Этап 2 имеет дело с калибровкой пучка пользователя с помощью этой камеры и включает неопределенность k_Q , а также неопределенности измерений в опорной точке водного фантома. Оценки неопределенностей на этих двух этапах даны в табл. 32, в которой показано, что суммарные стандартные неопределенности определения поглощенной дозы в воде в клиническом протонном пучке составляют 2% и 2,3% для цилиндрической и плоскопараллельной камер соответственно. Подробности оценок неопределенности различных физических параметров, входящих в расчет k_Q , приведены в прил. II.

ТАБЛИЦА 32. ОЦЕНКА СТАНДАРТНОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ^a $D_{w,Q}$ НА ОПОРНОЙ ГЛУБИНЕ В ВОДЕ ДЛЯ КЛИНИЧЕСКОГО ПРОТОННОГО ПУЧКА, ИЗМЕРЕННОЙ КАМЕРОЙ, КАЛИБРОВАННОЙ НА ГАММА-ИЗЛУЧЕНИИ ^{60}Co

Физическая величина или процедура	Тип камеры пользователя:	Относительная стандартная неопределенность (%)	
		цилин- дрическая	плоскопарал- лельная
<i>Этап 1: Поверочная лаборатория</i>			
Калибровка вторичного эталона в ДЛПЭ, $N_{D,w}$		ДЛВЭ ^b	ДЛВЭ ^b
Долговременная стабильность вторичного эталона		0,5	0,5
Калибровка дозиметра пользователя в поверочной лаборатории, $N_{D,w}$		0,1	0,1
Суммарная неопределенность этапа 1		0,4	0,4
		0,6	0,6
<i>Этап 2: Протонный пучок пользователя</i>			
Долговременная стабильность дозиметра пользователя		0,3	0,4
Установление стандартных условий		0,4	0,4
Показания дозиметра M_Q по отношению к монитору пучка		0,6	0,6
Поправка на влияющие величины k_i		0,4	0,5
Поправка на качество пучка k_Q		1,7	2,0
Суммарная неопределенность этапа 2		1,9	2,0
Суммарная стандартная неопределенность определения $D_{w,Q}$ (этапы 1+2)		2,0	2,3

^a См. руководство ИСО по выражению неопределённости [32] или прил. IV. Оценки, приведенные в таблице, надо рассматривать как типовые; они могут изменяться в зависимости от неопределённости, с которой даётся калибровочный коэффициент поверочной лабораторией и неопределённости экспериментальных данных, получаемых пользователями.

^b Результаты, получаемые камерой пользователя, калиброванной непосредственно в ДЛПЭ, имеют несколько меньшую неопределённости на этапе 1. Это, однако, не приводит к существенному влиянию на суммарную неопределённости определения поглощённой дозы в опорном пучке пользователя.

10.8. ФОРМА РАБОЧЕЙ ЗАПИСИ

Определение поглощенной дозы в воде для пучка протонов

Пользователь: _____ Дата: _____

1. Установка для лучевой терапии и стандартные условия определения D_w, Q

Протонная терапевт. установка: _____ Номинальная энергия: _____ MeV

Номинальная мощность дозы: _____ МЕ/мин Практич. пробег, R_p : _____ г/см²

Стандартный фантом: _____ вода Ширина $SOBP$: _____ г/см²

Стандартный размер поля: _____ см × см Стандартное РИП: _____ см

Опорная глубина, z_{ref} : _____ г/см² Качество пучка, $Q(R_{res})$: _____ г/см²

2. Ионизационная камера и электрометр

Модель камеры: _____ Серийный номер.: _____

Стенка камеры: _____ толщина = _____ г/см²

Водонепроницаемая насадка: _____ толщина = _____ г/см²

Окно фантома: _____ толщина = _____ г/см²

Калибровочный коэффициент по поглощенной дозе в воде $N_{D,w,Q_0} =$ _____ Гр/нКл

Гр/показания прибора

Условия калибровки P_o : _____ кПа T_o : _____ °C Относит. влажность: _____ %

Потенциал на камере V_1 : _____ В Полярность при калибровке: +ve -ve

корректировка на эффект полярности

Полярность у пользователя: +ve -ve

Калибровочная лаборатория: _____ Дата: _____

Модель электрометра: _____ Серийный номер.: _____

Калибровка отдельно от камеры: да нет Установка диапазона: _____

Если да, то калибровочная лаборатория: _____ Дата: _____

3. Показания дозиметра^a и поправки на влияющие величины

Нескорректированные показания дозиметра при V_I

и установленной полярности: _____ нКл показания прибора

Соответствующие МЕ: _____ МЕ

Отношение показаний дозиметра ко МЕ^b: $M_I =$ _____ нКл/МЕ показ./МЕ

(i) Давление P : _____ кПа Температура T : _____ °C Относит. влажность (если изв.): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T) P_o}{(273.2 + T_o) P} = \underline{\hspace{2cm}}$$

(ii) Поправочный коэффициент на чувствит.

электрометра^b k_{elec} : нКл/показание прибора

безразмерный $k_{elec} = \underline{\hspace{2cm}}$

(iii) Поправка на полярность^c число делений при +V: $M_+ =$ _____ то же при -V: $M_- =$ _____

$$k_{\text{pol}} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \underline{\hspace{2cm}}$$

(iv) Поправка на рекомбинацию (метод двух напряжений)

Напряжение на камере: V_1 (нормальное) = $\underline{\hspace{2cm}}$ В

V_2 (уменьшенное) = $\underline{\hspace{2cm}}$ В

Показания^d при каждом напряжении V: $M_1 = \underline{\hspace{2cm}}$ $M_2 = \underline{\hspace{2cm}}$

Отношение напряжений $V_1/V_2 = \underline{\hspace{2cm}}$ Отношение показаний

$M_1/M_2 = \underline{\hspace{2cm}}$

Используйте табл. 9 для пучков типов: импульсного импульсно-сканирующего

$a_0 = \underline{\hspace{2cm}}$

$a_1 = \underline{\hspace{2cm}}$

$a_2 = \underline{\hspace{2cm}}$

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \underline{\hspace{2cm}} \text{ e.f}$$

Скорректированное показание дозиметра при напряжении V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{\text{TP}} k_{\text{elec}} k_{\text{pol}} k_s = \underline{\hspace{2cm}} \quad \text{ нКл/МЕ } \quad \text{ показаний/МЕ }$$

4. Поглощенная доза в воде на опорной глубине, z_{ref}

Поправочный коэффициент на качество излучения Q для излучения пользователя: $k_Q = \underline{\hspace{2cm}}$

взято из Таблицы 31 Другой: $\underline{\hspace{2cm}}$

Калибровка монитора по поглощенной дозе в воде на глубине z_{ref} :

$$D_{w,Q}(z_{\text{ref}}) = M_Q N_{D,w} k_Q = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Гр/МЕ}$$

^a Все показания должны быть проверены на утечку и при необходимости откорректированы.

^b Если электрометр не был калиброван отдельно, $k_{\text{elec}} = 1$.

^c M при определении k_{pol} означает полярность, использованную потребителем. Желательно, чтобы каждое показание в соотношении являлось бы средним отношением M (либо M_+ , либо M_-) к показанию внешнего монитора, M_{em} .

Предполагается, что поверочная лаборатория внесла поправку на полярность напряжения. В противном случае k_{pol} определяется следующим образом:

показания при $+V_1$ для качества Q_o : $M_+ = \underline{\hspace{2cm}}$

показания при $-V_1$ для качества Q_o : $M_- = \underline{\hspace{2cm}}$

$$k_{\text{pol}} = \frac{[(|M_+| + |M_-|)/|M_+|]_{Q_o}}{[(|M_+| + |M_-|)/|M_-|]_{Q_o}} = \underline{\hspace{2cm}}$$

^d Строго говоря, показания должны быть откорректированы на эффект полярности (среднее между двумя полярностями). Желательно, чтобы каждое показание в соотношении являлось бы средним отношением M_1 или M_2 к показанию внешнего монитора, M_{em} .

^e Предполагается, что поверочная лаборатория вносит поправку на рекомбинацию. В противном случае вместо k_s следует использовать коэффициент $k_s/k_{s,Q_o}$. Если Q_o является ^{60}Co , k_{s,Q_o} (в поверочной лаборатории) обычно близок к единице, и эффектом от использования этого соотношения можно пренебречь.

^f Проверьте чтобы $k_s - 1 \approx \frac{M_1/M_2 - 1}{V_1/V_2 - 1}$

11. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ДЛЯ ПУЧКОВ ТЯЖЕЛЫХ ИОНОВ

11.1. ОБЩИЕ ПОЛОЖЕНИЯ

Этот раздел посвящен практическим рекомендациям по стандартной дозиметрии (калибровке пучков) и рекомендациям по относительной дозиметрии пучков тяжелых ионов. Они базируются на калибровочных коэффициентах ионизационных камер в единицах поглощенной дозы в воде. Ввиду отсутствия первичных эталонов для тяжелых ионов, калибровка осуществляется на гамма-излучении ^{60}Co . Рекомендации распространяются на пучки тяжелых ионов с атомными номерами от 2 (He) до 18 (Ar), которые имеют пробеги в воде от 2 г/см^2 до 30 г/см^2 . Для пучков ионов углерода это соответствует диапазону энергий от 100 до 450 МэВ на нуклон.

Также как и для протонных пучков (см. разд. 10), распределение дозы по глубине пучка моноэнергетических ионов в воде, показанное на рис.16, имеет узкий пик Брэгга в области, где первичные частицы останавливаются.

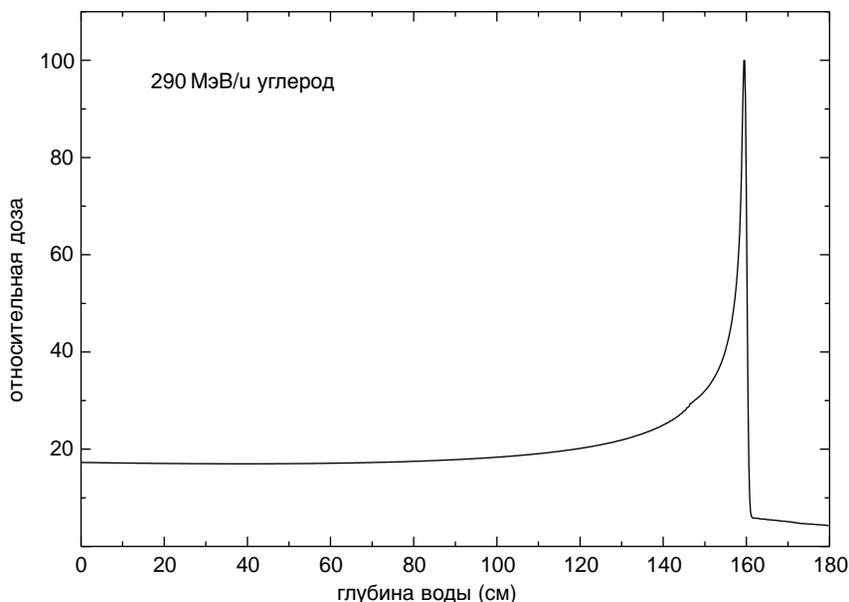


РИС. 16. Глубинное дозное распределение в воде от моноэнергетического пучка ионов углерода с энергией 290 МэВ на нуклон.

Для клинического использования пучков тяжелых ионов создается модифицированный пик Брэгга (*SOBP*) таким образом, чтобы включить полностью объем мишени в *SOBP*. В противоположность большинству радиационных терапевтических пучков (исключая нейтроны) биологическое действие пучков тяжелых ионов сильно зависит от их энергии. Поэтому в клинических применениях обычно используется понятие биологической эффективной дозы [119, 120] вместо физической дозы (поглощенной дозы в воде). Разницу между двумя видами распределений можно видеть на рис. 17а и 17b, где отсутствие равномерности распределения физических доз в области *SOBP* очевидно. Как хорошо известно, биологическая эффективная доза определяется произведением физической поглощенной дозы на относительную биологическую эффективность (ОБЭ) пучка для рассматриваемой ткани. В случае тяжелых частиц ОБЭ меняется с глубиной и с дозой, поглощенной в ткани. Использование биологической эффективной дозы делает возможным сравнение результатов, получаемых традиционной лучевой терапией с результатами терапии с помощью тяжелых ионов. В настоящих практических рекомендациях, однако, дозиметрия тяжелых ионов ограничивается определением физической дозы с использованием эталонов поглощенной дозы в воде с помощью ионизационных камер откалиброванных в единицах поглощенной дозы в воде, N_{D,w,Q_0} . Причиной этому является использование одинакового формализма и процедур для всех радиотерапевтических пучков, используемых в мире и достижения сопоставимости в дозиметрии. Надежность общей структуры дозиметрии в лучевой терапии будет способствовать сравнению поглощенных доз, полученных пациентами в разных центрах, уменьшая степени свободы сравнения результатов лечения. Биологические исследования могут быть проведены на базе унификации дозиметрических процедур.

Пучки тяжелых ионов имеют отличительные физические характеристики в плане дозиметрии по сравнению с другими радиационными терапевтическими пучками [122]. В случае протонов высоких энергий падающие частицы взаимодействуют с ядрами мишенями и создают протоны малых энергий или тяжелые ионы. Если тяжелые ионы проходят через устройства замедления пучка или ткань человека, они создают ядерные фрагменты из исходных ядер и ядер мишеней. Ядра, созданные при фрагментации, имеют примерно такую же скорость, как падающий тяжелый ион, и такие ядра достигают более глубоких областей, по сравнению теми где останавливаются падающие частицы. При этом присутствует много видов атомных ядер с различными энергетическими распределениями. Фрагментация падающих ядер и ядер мишеней, влияя на дозиметрию тяжелых ионов, оказывает также существенное влияние на

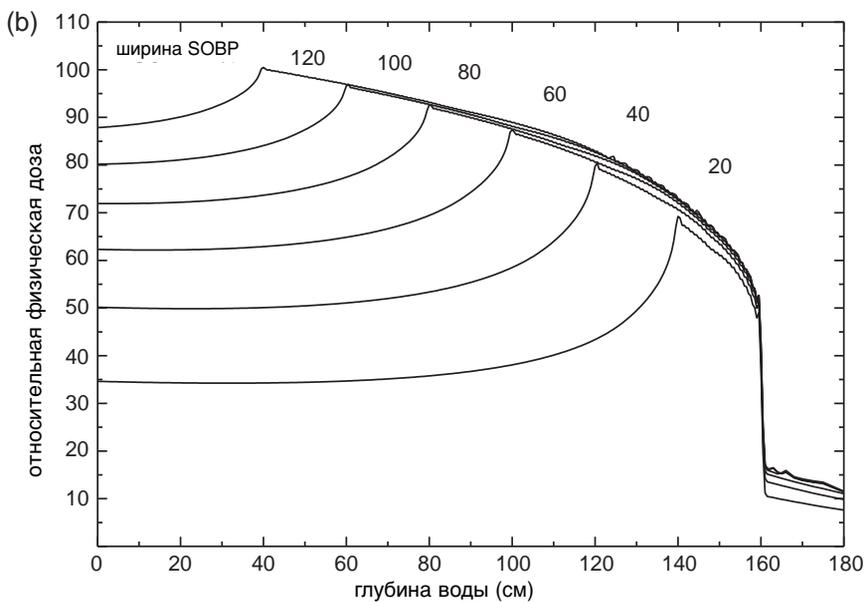
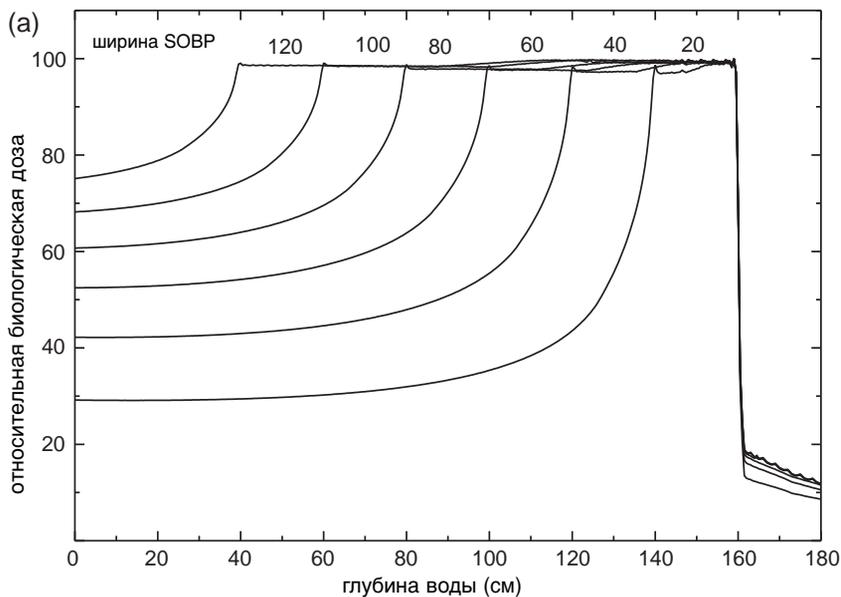


РИС. 17 (а) Распределение биологической дозы от терапевтических пучков углерода с энергиями 290 МэВ на нуклон. SOBП сформированы в области от 20 до 120 мм, чтобы получить однородный биологический эффект в пике. (б) Распределение физической дозы в пучке, показанном на рис. 17а.

биологический эффект пучков тяжелых ионов. По сравнению с глубинным распределением дозы в протонном пучке (см. рис.14.), на рис. 16 видно наличие дозы за пиком Брэгга, которая является следствием фрагментации падающих частиц.

До настоящего времени дозиметрические рекомендации по этому поводу существуют только в документе ААРМ TG-20 1984 года [113]. Отсутствие новых методических рекомендаций мотивировало последние сличения доз на пучке ионов углерода, в которых использовались разные приближения [123, 124]. Таким образом, существует необходимость в новых рекомендациях, которые должны обеспечить всеобщую согласованность дозиметрических методик для тяжелых ионов с методиками для других радиотерапевтических пучков. Поглощенная доза в пучках тяжелых ионов может быть измерена, используя ионизационную камеру или калориметр. Могут быть использованы также методы измерения флюенса для определения поглощенной дозы в моноэнергетических пучках [113]. В настоящих методических рекомендациях, однако, обсуждается только метод ионизационных измерений.

Для точного определения поглощенной дозы в пучках тяжелых ионов с помощью ионизационной камеры желательно знать энергетический спектр падающего пучка тяжелых ионов, фрагменты падающих ионов, а также фрагменты ядер мишеней. Имеется очень мало теоретических и экспериментальных данных о спектральном распределении пучков тяжелых ионов [125, 127]. Поэтому в настоящих практических рекомендациях будут использоваться приближенные значения для физических параметров, необходимых для дозиметрии пучков тяжелых ионов с помощью ионизационных камер.

11.2. ДОЗИМЕТРИЧЕСКОЕ ОБОРУДОВАНИЕ

11.2.1. Ионизационные камеры

Следует использовать рекомендации относительно ионизационных камер, изложенные в разделе 4.2.1. В клинических пучках тяжелых ионов рекомендуется использовать цилиндрические и плоскопараллельные ионизационные камеры, как основные инструменты. Однако, суммарная стандартная неопределенность определения $D_{w,Q}$ для плоскопараллельных камер будет несколько больше за счет большей неопределенности значения p_{wall} для них в пучке опорного качества ^{60}Co (см. табл. 35 и дискуссию в прил. II). По этой причине применение цилиндрических ионизационных камер является предпочтительным. Однако, их применение

ограничено для пучков ионов, имеющих ширину $SOBP \geq 2,0$ г/см². Цилиндрические камеры с графитовыми стенками являются более предпочтительными, чем камеры со стенками из пластмассы, т.к. они дольше сохраняют стабильность и меньше отличаются друг от друга (см. разд. 4.2.1. и рис. 2). Опорная точка у этих камер выбирается на их центральной оси в центре полости. В случае пучков тяжелых ионов должна использоваться эффективная точка измерений камеры, P_{eff} , т.к. распределение дозы по глубине $SOBP$ не постоянно, и наклон зависит от ширины $SOBP$ [123]. Опорная точка камеры должна быть помещена на расстояние $0,75 r_{cyl}$ глубже, чем интересующая точка в фантоме, где r_{cyl} — внутренний радиус камеры.

Плоскопараллельные камеры могут быть использованы для стандартной дозиметрии во всех пучках тяжелых ионов, но для которых $SOBP$ имеет ширину, не превышающую $2,0$ г/см². Для этих камер опорная точка выбирается на внутренней поверхности входного окна в его центре. Эта точка совмещается с интересующей точкой фантома. Диаметр полости плоскопараллельной камеры или длина полости цилиндрической ионизационной камеры не должны быть больше примерно половины размера опорного поля.

Для относительной дозиметрии рекомендуются только плоскопараллельные ионизационные камеры. Типы камер, данные о которых приведены в настоящих методических рекомендациях, перечислены в табл. 34 разд. 11.

11.2.2. Фантомы и насадки для камер

Необходимо следовать рекомендациям относительно фантомов и насадок на камеры, изложенных в разделах 4.2.3. и 4.2.4. Вода рекомендуется в качестве стандартной среды для измерения поглощенной дозы пучков тяжелых ионов. Фантом должен превышать размер используемого поля со всех четырех сторон как минимум на 5 см при измерениях дозы по глубине, и по крайней мере на 5 г/см² за максимальной измеряемой глубиной.

При горизонтальных пучках окно фантома должно быть сделано из пластика толщиной t_{win} толщиной от $0,2$ до $0,5$ см. При определении глубины, на которую помещается камера, следует принять во внимание водэквивалентную толщину окна фантома (в г/см²). Толщина рассчитывается как произведение $t_{win pl}$, где ρ_{pl} — плотность пластика (в г/см³). Должна быть сделана попытка получить информацию о плотности пластика. Для обычно используемого пластика ПММА и чистого полистирола при расчетах водэквивалентности окна могут использоваться значения $\rho_{ПММА} = 1,19$ г/см³ и $\rho_{полист} = 1,06$ г/см³ [64].

Для водонепроницаемых камер должна использоваться водонепроницаемая насадка из ПММА толщиной желательнее не более 1,0 мм. Воздушный зазор между стенкой камеры водонепроницаемой насадкой является существенным для достижения равновесия давления воздуха и должен находиться в пределах от 0,1 до 0,3 мм. Та же водонепроницаемая насадка, которая использовалась при калибровке камеры пользователя, должна применяться в стандартной дозиметрии. Если нет возможности использовать ту же водонепроницаемую насадку, которая применялась в поверочной лаборатории, должна применяться насадка из того же материала и такой же толщины. Если плоскопараллельные камеры водонепроницаемы, они должны использоваться в водонепроницаемом чехле, предпочтительно из ПММА или материала близкого по составу стенкам камеры. В идеальном случае перед поверхностью камеры и за ее объемом не должно быть дополнительного материала больше 1 мм.

Для стандартной дозиметрии пучков тяжелых ионов не должны использоваться пластиковые фантомы, т.к. необходимый поправочный коэффициент вода-пластик, h_{pl} неизвестен. Более того, влияние тяжелых ионов, включая фрагментные частицы, на пластиковый фантом будет отличаться от водного фантома. Тем не менее, пластиковые фантомы могут использоваться для рутинных измерений, подтверждающих их качество, в случае, если коэффициент перехода от пластика к воде установлен.

11.3. ОПРЕДЕЛЕНИЕ КАЧЕСТВА ПУЧКА

Существует очень мало теоретических и экспериментальных данных о спектральном распределении пучков тяжелых ионов. В современной практике характеристики пучков тяжелых ионов используют атомный номер, массовое число, энергию падающих ионов, ширину *SOBP* и пробег.

11.4. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ ВВОДЕ

11.4.1. Стандартные условия

Как видно из рис. 17(b), распределение дозы по глубине пучка тяжелых ионов в районе *SOBP* не плоское, и конечная его часть ниже предыдущей. Наклон около центра широкого *SOBP* сравнительно мал, в то время как для узкого *SOBP* он резкий. Опорная глубина для калибровки должна быть выбрана в центре *SOBP*, в центре объема мишени.

Стандартные условия для определения поглощенной дозы в воде приведены в табл. 33.

11.4.2. Определение поглощенной дозы в стандартных условиях

Общая методика определения поглощенной дозы в воде приведена в разд.3. Поглощенная доза в воде на опорной глубине z_{ref} в пучке тяжелых ионов с качеством Q в отсутствие камеры определяется соотношением:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (43)$$

где M_Q показания дозиметра, скорректированные на влияющие величины давление и температуру, калибровку электрометра, эффект полярности напряжения и рекомбинацию ионов, как это описано в форме рабочей записи (см. также разд. 4.4.3). Камера должна быть размещена в соответствии со стандартными условиями, изложенными в табл. 33. N_{D,w,Q_0}

ТАБЛИЦА 33. СТАНДАРТНЫЕ УСЛОВИЯ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ПУЧКЕ ТЯЖЕЛЫХ ИОНОВ

Влияющая величина	Стандартная величина или стандартные характеристики
Материал фантома	Вода
Тип камеры	для ширины $SOBP \geq 2.0$ г/см ² , цилиндрические или плоскопараллельные камеры, для ширины $SOBP < 2.0$ г/см ² , плоскопараллельные камеры
Глубина измерения z_{ref}	Середина $SOBP$
Опорная точка камеры	Для плоскопараллельных камер на внутренней поверхности окна в его центре; для цилиндрических камер на центральной оси в центре объема полости
Положение опорной точки камеры	Для плоскопараллельных камер на глубине измерений z_{ref} , для цилиндрических камер глубже чем z_{ref} на $0,75 r_{cyl}$
РИП	Расстояние при клиническом лечении
Размер поля на поверхности фантома	10 см × 10 см, или то, которое используется для нормализации коэффициентов выхода, выбирается большее. Для малых полей, (<10 см × 10 см) – наибольшее поле, используемое клинически

– калибровочный коэффициент дозиметра для опорного качества Q_0 в единицах поглощенной дозы в воде и k_{Q,Q_0} поправочный коэффициент для камеры, который корректирует разницу между качеством опорного пучка Q_0 и качеством используемого Q . Поскольку Q_0 соответствует ^{60}Co , этот поправочный коэффициент обращается в k_Q .

11.4.2.1. Поправка на рекомбинацию в пучках тяжелых ионов

Когда пучки генерируются техникой сканирования, мощность дозы очень велика и эффект общей (объемной) рекомбинации должен быть принят во внимание. Эффект общей рекомбинации должен быть определен экспериментально методом двух напряжений [128], как рассмотрено в разд. 4.4.3.4.

Когда объемной рекомбинацией можно пренебречь, необходимо принимать во внимание начальную рекомбинацию в пучках тяжелых ионов. Собранный ионизационный ток должен подчиняться линейному уравнению:

$$1/i_{\text{col}} = 1/i_{\infty} + b/V \quad (44)$$

где V напряжение, приложенное к камере. Поправочный коэффициент определяется соотношением $k_s^{\text{ini}} = i_{\infty}/i_{\text{coll}}$.

11.5. ЗНАЧЕНИЯ k_{Q,Q_0}

Так как характеристика качества при дозиметрии пучков тяжелых ионов в настоящее время не используется, величины k_Q зависят только от типа используемой камеры. Экспериментальные значения k_{Q,Q_0} еще не определены, поэтому в настоящем документе будут использоваться только теоретические значения. Поправочный коэффициент определяется соотношением (4), т.е.

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,\text{air}})_Q (W_{\text{air}})_Q p_Q}{(s_{w,\text{air}})_{Q_0} (W_{\text{air}})_{Q_0} p_{Q_0}} \quad (45)$$

В настоящее время не существует первичного эталона единицы поглощенной дозы в воде для пучков тяжелых ионов. Поэтому все значения для k_{Q,Q_0} , приведенные в настоящих практических рекомендациях, получены расчетом, базирующемся на гамма-излучении ^{60}Co , как

излучении опорного качества Q_0 . Обозначение k_Q , означает, что излучение ^{60}Co использовано, как опорное.

Величины, входящие в числитель соотношения (45), должны быть определены для пучка тяжелых ионов с качеством Q , однако в связи со сложностью происходящих физических процессов, их определение представляет существенные трудности. В настоящее время нет информации, касающейся коэффициентов замещения для ионизационных камер в пучках тяжелых ионов. По этой причине они будут приняты равными единице.

Отношения тормозных способностей и величины W для пучков тяжелых ионов принимаются независимыми от качества пучка, в связи с отсутствием в настоящее время экспериментальных данных. Вкладом ядерных фрагментов в отношения тормозных способностей и величину W также пренебрегается. Для всех пучков тяжелых ионов величины отношений тормозных способностей и W принимаются постоянными. Они равны 1,130 и 34,50 эВ соответственно. Заметим, что значение величины W относится к сухому воздуху. Так как отношение тормозных способностей вода-воздух для тяжелых ионов и ^{60}Co близки, значения k_Q для тяжелых ионов определяются отношениями W и коэффициентом замещения камеры в пучке ^{60}Co .

В табл. 34 приведены значения k_Q для обычно используемых цилиндрических и плоскопараллельных камер.

11.6. ИЗМЕРЕНИЯ В НЕСТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ

В клинических применениях пучков тяжелых ионов для разных условий лечения необходимо измерять распределения доз по глубине, поперечные профили пучка, полутени радиационных полей, коэффициенты выхода.

Для измерения распределения доз по глубине рекомендуются плоскопараллельные ионизационные камеры. Для измерений поперечных профилей или трехмерных дозных распределений можно использовать очень маленькие камеры с объемом полости меньшим $0,1 \text{ см}^3$. Для других типов дозиметров энергетическая зависимость чувствительности должна быть проверена по ионизационным камерам.

ТАБЛИЦА 34. РАСЧЕТНЫЕ ЗНАЧЕНИЯ k_Q ДЛЯ ПУЧКОВ ТЯЖЕЛЫХ ИОНОВ И РАЗЛИЧНЫХ ЦИЛИНДРИЧЕСКИХ И ПЛОСКОПАРАЛЛЕЛЬНЫХ ИОНИЗАЦИОННЫХ КАМЕР

Тип ионизационной камеры ^a	k_Q
<i>Цилиндрические камеры</i>	
Capintec PR-05P mini	1,045
Capintec PR-05 mini	1,045
Capintec PR-06C/G Farmer	1,037
Exradin A2 Spokas	1,055
Exradin T2 Spokas	1,018
Exradin A1 mini Shonka	1,043
Exradin T1 mini Shonka	1,007
Exradin A12 Farmer	1,042
Far West Tech. IC-18	1,006
FZH TK 01	1,031
Nuclear Assoc. 30-750	1,035
Nuclear Assoc. 30-749	1,039
Nuclear Assoc. 30-744	1,039
Nuclear Assoc. 30-716	1,039
Nuclear Assoc. 30-753 Farmer shortened	1,040
Nuclear Assoc. 30-751 Farmer	1,036
Nuclear Assoc. 30-752 Farmer	1,042
NE 2515	1,032
NE 2515/3	1,041
NE 2577	1,041
NE 2505 Farmer	1,032
NE 2505/A Farmer	1,019
NE 2505/3, 3A Farmer	1,041
NE 2505/3, 3B Farmer	1,023
NE 2571 Farmer	1,041
NE 2581 Farmer	1,018
NE 2561/2611 Sec. Std	1,038
PTW 23323 micro	1,026
PTW 23331 rigid	1,035
PTW 23332 rigid	1,029
PTW 23333	1,031
PTW 30001/30010 Farmer	1,031
PTW 30002/30011 Farmer	1,035

ТАБЛИЦА 34. (продолж.)

PTW 30006/30012 Farmer	1,042
PTW-30006/30013 Farmer	1,032
PTW 31002 flexible	1,030
PTW 31003 flexible	1,030
PTW 31006 PinPoint	1,025
PTW 31014 PinPoint	1,026
SNC 100700-0 Farmer	1,031
SNC 100700-1 Farmer	1,042
Victoreen Radocon III 550	1,030
Victoreen Radocon II 555	1,012
Victoreen 30-348	1,022
Victoreen 30-351	1,024
Victoreen 30-349	1,028
Victoreen 30-361	1,021
Scdx-Wellhöfer CC01	1,041
Scdx-Wellhöfer CC04/IC04	1,035
Scdx-Wellhöfer CC08/IC05/IC06	1,040
Scdx-Wellhöfer CC13/IC10/IC15	1,040
Scdx-Wellhöfer CC25/IC25	1,040
Scdx-Wellhöfer FC23-C/IC28 Farmer shortened	1,040
Scdx-Wellhöfer FC65-P/IC69 Farmer	1,036
Scdx-Wellhöfer FC65-G/IC70 Farmer	1,042
<i>Плоскопараллельные камеры</i>	
Attix RMI 449	0,990
Capintec PS-033	1,024
Exradin P11	0,995
Holt (Memorial)	1,009
NACP/Calcam	0,989
Markus	1,004
Roos	1,003

^a Некоторые камеры не удовлетворяют минимальным требованиям, изложенным в разд. 4.2.1. Однако, они включены в таблицу, т.к. используются в клинической практике.

11.7. ОЦЕНКА НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ РЕЗУЛЬТАТА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ В СТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ

В настоящее время неопределенности при дозиметрии тяжелых ионов существенно выше, чем при дозиметрии других радиотерапевтических

ТАБЛИЦА 35. ОЦЕНКА ОТНОСИТЕЛЬНОЙ СТАНДАРТНОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ^a $D_{w,Q}$ НА ОПОРНОЙ ГЛУБИНЕ В ВОДЕ ДЛЯ КЛИНИЧЕСКОГО ПУЧКА ТЯЖЕЛЫХ ИОНОВ ПРИ ИЗМЕРЕНИЯХ КАМЕРОЙ, ОТКАЛИБРОВАННОЙ НА ГАММА-ИЗЛУЧЕНИИ ^{60}Co

Физическая величина или процедура	Тип камеры пользователя:	Относительная стандартная неопределенность (%)	
		цилин- дрическая	плоскопарал- лельная
<i>Этап 1: Поверочная лаборатория</i>			
Калибровка вторичного эталона в ДЛПЭ, $N_{D,w}$		ДЛВЭ ^b	ДЛВЭ ^b
Долговременная стабильность вторичного эталона		0,5	0,5
Калибровка дозиметра пользователя в поверочной лаборатории, $N_{D,w}$		0,1	0,1
Суммарная неопределенность этапа 1		0,4	0,4
		0,6	0,6
<i>Этап 2: Пучок тяжелых ионов пользователя</i>			
Долговременная стабильность дозиметра пользователя		0,3	0,4
Установление стандартных условий		0,4	0,6
Показания дозиметра M_Q по отношению к монитора пучка		0,6	0,6
Поправка на влияющие величины k_i		0,4	0,5
Поправка на качество пучка k_Q		2,8	3,2
Суммарная неопределенность этапа 2		2,9	3,0
Суммарная стандартная неопределенность			
$D_{w,Q}$ (этапы 1+2)		3,0	3,4

^a См. руководство ИСО по выражению неопределённости [32] или прил. IV. Оценки, приведенные в таблице, надо рассматривать как типовые; они могут изменяться в зависимости от неопределённости, с которой даётся калибровочный коэффициент поверочной лабораторией и неопределённости экспериментальных данных, получаемых пользователями.

^b Результаты, получаемые камерой пользователя, калиброванной непосредственно в ДЛПЭ, имеют несколько меньшую неопределённую на этапе 1. Это, однако, не приводит к существенному влиянию на суммарную неопределённую определения поглощённой дозы в пучке пользователя.

пучков. Неопределенность значения расчетного коэффициента k_Q доминирует по сравнению с неопределенностями значений отношения тормозных способностей и W . Для дальнейшего развития работ в этой области необходимы тщательные сравнения результатов дозиметрии с помощью ионизационных камер и калориметрией в воде. Для совершенствования дозиметрии тяжелых ионов необходимы также углубленные исследования фрагментации при падении ионов на мишень. Оцененные неопределенности, приведенные в табл. 35, должны рассматриваться таким образом лишь как предварительные.

11.8. ФОРМА РАБОЧЕЙ ЗАПИСИ

Определение поглощенной дозы в воде для пучка протонов

Пользователь: _____ Дата: _____

1. Установка для лучевой терапии и стандартные условия определения $D_{w,Q}$

Терапевт. установка

с пучком тяжелых ионов: _____ Номинальная энергия: _____ MeV

Номинальная мощность дозы: _____ МЕ/мин Исп. ионы: _____ г/см²

Стандартный фантом: _____ вода Ширина $SOBP$: _____ г/см²

Стандартный размер поля: _____ см × см Стандартное РИП: _____ см

Опорная глубина, z_{ref} : _____ г/см² Качество пучка, $Q(R_{tes})$: _____ г/см²

2. Ионизационная камера и электрометр

Модель камеры: _____ Серийный номер.: _____ Тип: pp cyl.

Стенка камеры: _____ толщина = _____ г/см²

Водонепроницаемая насадка: _____ толщина = _____ г/см²

Окно фантома: _____ толщина = _____ г/см²

Калибровочный коэффициент по поглощенной дозе в воде $N_{D,w,Q_0} =$ _____ Гр/нКл

Гр/показания прибора

Условия калибровки P_o : _____ кПа T_o : _____ °C Относит. влажность: _____ %

Потенциал на камере V_I : _____ В Полярность при калибровке: +ve -ve

корректировка на эффект полярности

Полярность у пользователя: +ve -ve

Калибровочная лаборатория: _____ Дата: _____

Модель электрометра: _____ Серийный номер.: _____

Калибровка отдельно от камеры: да нет Установка диапазона: _____

Если да, то калибровочная лаборатория: _____ Дата: _____

3. Показания дозиметра^a и поправки на влияющие величины

Нескорректированные показания дозиметра при V_I

и установленной полярности: _____ нКл показания прибора

Соответствующие МЕ: _____ МЕ

Отношение показаний дозиметра ко МЕ: $M_I =$ _____ нКл/МЕ показ./МЕ

(i) Давление P : _____ кПа Температура T : _____ °C Относит. влажность (если изв.): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273.2+T) P_o}{(273.2+T_o) P} = \underline{\hspace{2cm}}$$

(ii) Поправочный коэффициент на чувствит. электрометра^b k_{elec} : нКл/показание прибора

безразмерный $k_{elec} = \underline{\hspace{2cm}}$

(iii) Поправка на полярность^c число делений при $+V_I$: $M_+ =$ _____ то же при $-V_I$: $M_- =$ _____

$$k_{\text{pol}} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \underline{\hspace{2cm}}$$

(iv) Поправка на рекомбинацию (метод двух напряжений)

Напряжение на камере: V_1 (нормальное) = $\underline{\hspace{2cm}}$ В

V_2 (уменьшенное) = $\underline{\hspace{2cm}}$ В

Показания^d при каждом напряжении V: $M_1 = \underline{\hspace{2cm}}$ $M_2 = \underline{\hspace{2cm}}$

Отношение напряжений $V_1/V_2 = \underline{\hspace{2cm}}$ Отношение показаний

$$M_1/M_2 = \underline{\hspace{2cm}}$$

Используйте табл. 9 для пучков типов: импульсного импульсно-сканирующего

$$a_0 = \underline{\hspace{2cm}} \quad a_1 = \underline{\hspace{2cm}} \quad a_2 = \underline{\hspace{2cm}}$$

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \underline{\hspace{2cm}} \text{ e.f.}$$

(v) Recombination correction (initial recombination):

Polarizing voltage (V): $V_1 = \underline{\hspace{2cm}}$ $V_2 = \underline{\hspace{2cm}}$ $V_3 = \underline{\hspace{2cm}}$ $V_4 = \underline{\hspace{2cm}}$

Average readings at each voltage: $M_1 = \underline{\hspace{2cm}}$ $M_2 = \underline{\hspace{2cm}}$ $M_3 = \underline{\hspace{2cm}}$ $M_4 = \underline{\hspace{2cm}}$

Coefficients of linear fitting: $M_\infty = \underline{\hspace{2cm}}$ $b = \underline{\hspace{2cm}}$

$$1/M = 1/M_\infty + b/V$$

$$k_s^{\text{ini}} = \frac{M_\infty}{M_1} = \underline{\hspace{2cm}}$$

Скорректированное показание дозиметра при напряжении V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{\text{TP}} k_{\text{elec}} k_{\text{pol}} k_s^{\text{ini}} = \underline{\hspace{2cm}} \quad \text{нКл/МЕ} \quad \text{показаний/МЕ}$$

4. Поглощенная доза в воде на опорной глубине, z_{ref}

Поправочный коэффициент на качество излучения Q для излучения пользователя: $k_Q = \underline{\hspace{2cm}}$

взято из Таблицы 34 Другой: $\underline{\hspace{2cm}}$

Калибровка монитора по поглощенной дозе в воде на глубине z_{ref} :

$$D_{w,Q}(z_{\text{ref}}) = M_Q N_{D,w} k_Q = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Гр/МЕ}$$

^a Все показания должны быть проверены на утечку и при необходимости откорректированы.

^b Если электрометр не был калиброван отдельно, $k_{\text{elec}} = 1$.

^c M при определении k_{pol} означает полярность, использованную потребителем. Желательно, чтобы каждое показание в соотношении являлось бы средним отношением M (либо M_+ , либо M_-) к показанию внешнего монитора, M_{em} .

Предполагается, что поверочная лаборатория внесла поправку на полярность напряжения.

В противном случае k_{pol} определяется следующим образом:

показания при $+V_1$ для качества Q_o : $M_+ = \underline{\hspace{2cm}}$

показания при $-V_1$ для качества Q_o : $M_- = \underline{\hspace{2cm}}$

$$k_{\text{pol}} = \frac{[(M_+ + |M_-|)/|M_+]|_{Q_o}}{[(M_+ + |M_-|)/|M_-]|_{Q_o}} = \underline{\hspace{2cm}}$$

^d Строго говоря, показания должны быть откорректированы на эффект полярности (среднее между двумя полярностями). Желательно, чтобы каждое показание в соотношении являлось бы средним отношением M_1 или M_2 к показанию внешнего монитора, M_{em} .

Приложение I

СООТНОШЕНИЕ МЕЖДУ N_K И $N_{D,w}$ БАЗИРУЮЩЕЕСЯ НА ПРАКТИЧЕСКИХ РЕКОМЕНДАЦИЯХ

Формализм $N_K - N_{D,air}$ (использованный в рекомендациях МАГАТЭ TRS-277 [17] и TRS-381 [21]) и формализм $N_{D,w}$, используемый в данном документе, в принципе являются взаимосвязанными. Однако имеющиеся различия, например, в размещении детектора и в значениях некоторых поправочных коэффициентов, могут привести к ошибке, если пользователь не понял этих различий. Поэтому в данном Приложении дается подробное сравнение двух формализмов. Информация, данная в [17], продолжена в [21] для плоскопараллельной камеры. Там же приведены некоторые изменения для цилиндрических камер.

1.1. ^{60}Co И ПУЧКИ ФОТОНОВ И ЭЛЕКТРОНОВ ВЫСОКОЙ ЭНЕРГИИ

Методики, основанные на использовании N_K , определяют поглощенную дозу в воде в фантоме на опорной глубине в два этапа.

На первом этапе получают коэффициент камеры $N_{D,air}$ в единицах поглощенной дозы в ее воздушной полости. Для этого используют соотношение между воздушной кермой в свободном воздухе K_{air} и средней поглощенной дозе \bar{D}_{air} в воздушной полости ионизационной камеры пользователя в пучке ^{60}Co , т.е.

$$\bar{D}_{air} = K_{air}(1 - g)k_{att}k_mk_{cel} \quad (46)$$

где значения величин g , k_{att} и k_m даны в [17]. Коэффициент k_{cel} учитывает неэквивалентность воздуху центрального электрода цилиндрической ионизационной камеры во время калибровки камеры в единицах воздушной кермы для ^{60}Co (см. [21]). N_K определяется как отношение K_{air} к показанию дозиметра M во время калибровки в пучке ^{60}Co . Таким же образом, $N_{D,air}$ можно определить как отношение \bar{D}_{air} к этому же показанию M . В современном формализме, приведенном в [21], $N_{D,air}$ дается уравнением:

$$N_{D,air} = N_K(1 - g)k_{att}k_mk_{cel} \quad (47)$$

В [17] используют коэффициент N_D , однако, в [21] введен нижний индекс “air”; чтобы недвусмысленно обозначить, что он относится к поглощенной дозе в воздушной полости. Он соответствует значению N_{gas} в методике ААРМ TG-21 [9]. Уравнение (47) подтверждает формулу, данную в [17]:

$$N_D = N_K(1 - g)k_{att}k_m \quad (48)$$

Отметим, что формула (48) [17] не включает коэффициент k_{cel} , поэтому N_D относится не только к геометрическим характеристикам камеры, поскольку этот коэффициент зависит непосредственно от измерений объема полости⁴⁴ и поэтому является константой камеры. Вместо k_{cel} в [17] введен общий коэффициент p_{cel} для учета сложного влияния центрального электрода, как при градуировке камеры в пучке ^{60}Co в воздухе, так и при последующих измерениях в пучках фотонов и электронов в фантоме. Численное значение $N_{D,air}$ для цилиндрической ионизационной камеры с электродом диаметром 1 мм из алюминия (NE 2571) превышает значение N_D из TRS-277 в 1,006 раз, если поглощённая доза в воде в пучке ^{60}Co будет одинаковой из-за сокращения двух поправок на влияние электрода (см. ниже).

Предполагается, что $N_{D,air}$ для качества пучка ^{60}Co применимо и для пучка пользователя с качеством Q . Коэффициент $N_{D,air}$ позволяет определять среднюю поглощенную дозу в воздушной полости в пучке пользователя с качеством Q .

$$\bar{D}_{air,Q} = M_Q N_{D,air} \quad (49)$$

⁴⁴ Заметим, что если объем камеры, V , был точно известен, как в случае ионизационной камеры первичного эталона, градуировочный коэффициент $N_{D,air}$ определяется следующим образом [12]:

$$N_{D,air} = \frac{\bar{D}_{air}}{M} = \frac{1}{V\rho_{air}} \frac{W}{e} \quad (\text{в Дж кг}^{-1} \text{ Кл}^{-1} \text{ или Гр Кл}^{-1})$$

В формализме $N_{D,air} W/e$ предполагается постоянной для фотонов и электронов [17], и поэтому коэффициент $N_{D,air}$ зависит только от массы воздуха в полости ($V\rho_{air}$) и является постоянной камеры при некоторых стандартизованных внешних условиях.

На втором этапе поглощённая доза в воде ($D_{w,Q}$) в точке фантома, где располагается эффективная точка камеры, получается из дозы в воздухе с применением принципа Брега-Грея.

$$D_{w,Q}(P_{eff}) = M_Q N_{D,air}(s_{w,air})_Q P_Q \quad (50)$$

где M_Q - показания дозиметра при качестве излучения Q , скорректированное на влияющие величины; $s_{w,air}$ – отношение тормозных способностей воды к воздуху; P_Q – общий коэффициент возмущения для ионизационной камеры при измерениях в фантоме при качестве Q ; и P_{eff} – эффективная точка измерения, сдвинутая относительно центра камеры к источнику. Отметим, что в [17], где качество пучка обозначено символом “ u ” (качество пучка пользователя), концепция коэффициента возмущения была упрощена; для пучков фотонов и электронов p_u были определены соответственно через коэффициенты возмущения P_{wall} и P_{cav} , использованные в [21] и в настоящих рекомендациях. Подчеркнем, что в уравнении (50) поглощённая доза в воде определяется в той точке, где располагается P_{eff} .

Хорошо известно, (см. разд. 1.6 и 4.2.5), что альтернативное применение эффективной точки измерения ионизационной камеры заключается в рассмотрении коэффициента возмущения p_{dis} , который учитывает влияние замены объема воды на объем полости детектора, если применяется опорная точка в центре камеры. Уравнение (50) можно записать как:

$$D_{w,Q}(\text{centre}) = M_Q N_{D,air}(s_{w,air})_Q P_Q \quad (51)$$

где объяснение “в центре” следует писать полностью. Расширенная форма общего коэффициента возмущения становится такой:

$$P_Q = [P_{cav} P_{dis} P_{wall} P_{cel}]_Q \quad (52)$$

и поглощённая доза в воде определяется в центре камеры. Значения различных коэффициентов описаны в разд. 1.6.

Необходимо сделать два важных замечания относительно поправки на центральный электрод и использования эффективной точки измерения:

- (1) Если выражения для $N_{D,air}$ и P_Q (47) и (52) соответственно вставить в формулу (51), то окажется, что произведение $k_{cel} P_{cel}$ будет отражать влияние центрального электрода, как в воздухе, так и в воде. Это произведение обозначили в [17] как p_{cel} , хотя его следовало бы обозначить $P_{cel-ght}$, чтобы точно определить, что это будет общий

поправочный коэффициент [21]. Хотя величины k_{cel} и p_{cel} частично сокращаются при качестве излучения ^{60}Co , важно понимать различие между значением p_{cel} , примененным в данных рекомендациях и в [21], и величиной $p_{cel-gbb}$ примененной в [17], поскольку только p_{cel} играет роль в формализме $N_{D,w}$, где можно проводить измерения не в воздухе.

- (2) Если $D_{w,Q}$ определяется в соответствии с формулой (50), то эффективная точка измерения камеры помещается на опорной глубине, где требуется определить поглощенную дозу. Тогда центр камеры располагается глубже, чем опорная глубина. Применение формулы (51) требует, с другой стороны, чтобы центр камеры располагался на опорной глубине. Две различные установки камеры показаны на рис. 18. Ясно, что две ситуации, описанные формулами (50) и (51), отличаются на различие в процентной глубинной дозе между P_{eff} и центром камеры.

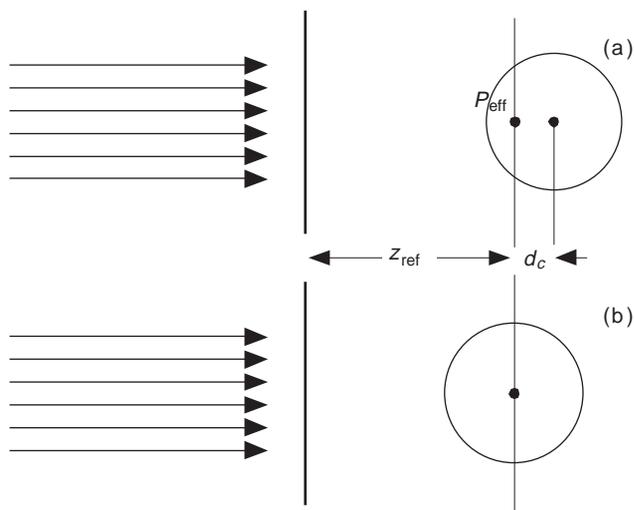


РИС. 18. (а) по TRS-277 [17] эффективная точка измерения цилиндрической ионизационной камерой помещается на опорной глубине z_{ref} где требуется измерить поглощенную дозу. Центр камеры располагается глубже, чем z_{ref} на расстояние d_c , равное сдвигу от P_{eff} (например, $0,6 r_{cyl}$ для пучков фотонов в [17]). (б) За исключением пучков электронов и тяжелых ионов в настоящих рекомендациях центр цилиндрической камеры помещается на опорной глубине z_{ref} и поглощенная доза измеряется в этом положении.

Поэтому связь между настоящим формализмом $N_{D,w}$ и формализмом $N_{D,air}$ устанавливается при сравнении уравнений (1) и (51) для одного качества Q . Для поглощённой дозы в воде D_{w,Q_0} , определенной на одинаковой глубине, следует, что

$$N_{D,w,Q_0} = N_{D,air}(s_{w,air})_{Q_0} P_{Q_0} \quad (53)$$

или в расширенной форме

$$N_{D,w,Q_0} = [N_K(1-g)k_{att}k_m k_{cel}]_{^{60}\text{Co}}(s_{w,air})_{Q_0} [P_{cav} P_{dis} P_{wall} P_{cel}]_{Q_0} \quad (54)$$

где Q_0 относится обычно к ^{60}Co . Предполагаемое постоянство $N_{D,air}$ позволяет распространить эти соотношения к любому опорному качеству, однако необходимость в определении всех коэффициентов, входящих в $N_{D,air}$ при качестве ^{60}Co , требует уточнения путем указания индекса в первых квадратных скобках. Подчеркнем, что символы и их значения соответствуют таковым, данным в [17, 21].

1.1.1. Суммирование указаний, применяемых для определения калибровочных коэффициентов

Указания, данные в настоящих рекомендациях по определению калибровочных коэффициентов, практически идентичны таковым, примененным в [21], но отличаются от данных в [17]. Различие между калибровочными коэффициентами могут дать значительную погрешность при определении поглощённой дозы в воде при калибровке в пучке, что повлияет на лечение большого числа пациентов. Поэтому здесь приводится сводка различных терминов и обозначений калибровочных коэффициентов.

Коэффициент камеры в единицах поглощенной дозы в воздушной полости $N_{D,air}$ называется N_D в докладе МКРЕ-35 [11] и в [17]. Индекс “air” введен в [21] для точного определения того, что он относится к дозе в воздухе ионизационной камеры. Этот символ применяется в данных рекомендациях. Особо надо быть осторожным, чтобы не применить $N_{D,air}$ или N_D при калибровке в единицах поглощённой дозы в воде вместо $N_{D,w}$.

Калибровочный коэффициент в единицах поглощённой дозы в воде $N_{D,w}$ применен в [17, 21] для киловольтного рентгеновского излучения низких энергий. Это единственное качество, при котором калибровочный коэффициент в единицах поглощённой дозы в воде $N_{D,w}$ применен в этих рекомендациях. В [21] применен тот же символ, что и в настоящих рекомендациях. Символ $N_{D,w}$ принят также в документе ААРМ TG-51 [51].

Этот коэффициент обозначался как N_D в протоколе ААРМ TG-21 [9], где связь между N_{gas} и N_D подобна описанной выше. Символ N_D также использовался в сертификатах некоторых поверочных лабораторий и изготовителями вместо $N_{D,w}$.

Поскольку нет единства в обозначении символов для калибровочного коэффициента, то пользователям рекомендуется быть крайне осторожными и подтверждать физические величины, примененные для калибровки их детекторов, чтобы избежать больших ошибок, которые угрожают правильности лучевого лечения. Как легко видно из уравнения (53), различие между $N_{D,air}$ и $N_{D,w}$ для пучка ^{60}Co близко к значению отношения тормозных способностей воды и воздуха в гамма-пучке (большинство коэффициентов возмущения близки к единице). Непонимание значений коэффициентов может поэтому привести к ошибке в подведенной к пациенту дозе около 13 %.

В табл. 36 приведены примеры обозначений, применяемых в некоторых документах, рекомендациях, протоколах, в поверочных лабораториях и производителями для калибровочных коэффициентов для пучка ^{60}Co .

ТАБЛИЦА 36. ПРИМЕРЫ ОБОЗНАЧЕНИЙ, ПРИМЕНЯЕМЫХ ДЛЯ КАЛИБРОВОЧНОГО КОЭФФИЦИЕНТА В ЕДИНИЦАХ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОЗДУШНОЙ ПОЛОСТИ И В ЕДИНИЦАХ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ В ПУЧКЕ ^{60}Co

Публикации или учреждения	Коэффициент в единицах поглощенной дозы в воздушной дозы	Коэффициент в единицах поглощенной дозы в воде
Настоящие рекомендации	$N_{D, air}$	$N_{D,w}$
МАГАТЭ TRS-381 [21]	$N_{D, air}$	$N_{D,w}$
МАГАТЭ TRS-277 [17]	N_D	$N_{D,w}^a$
МКРЕ-35 [11]	N_D	— ^b
МКРЕ-64 [29]	$N_{D, air}$	$N_{D,w}$
ААРМ TG 21 [9]	N_{gas}	N_D
ААРМ TG 51 [51]	— ^b	$N_{D,w}$
Некоторые поверочные лаборатории и производители	— ^b	N_D

^a Только для рентгеновского киловольтного излучения низкой энергии.

^b Не существует или не применяется.

1.1.2. Сравнение определений D_w

Как упоминалось в разд. 1.4, принятие настоящих рекомендаций приводит к небольшой разнице в величинах поглощённой дозы в воде, определенных в клинических пучках, по сравнению с предыдущими рекомендациями, основанными на эталонах воздушной кермы (например, [17, 21]). Подчеркивается также, что любые заключения, полученные из сравнения рекомендаций, основанных на эталонах воздушной кермы и поглощённой дозы в воде, должны учитывать различие между первичными эталонами. В то время как детали по ожидаемым различиям в разных ситуациях будут опубликованы в литературе, целью этого раздела является предупредить пользователя о возможных изменениях в наиболее общих случаях. Для каждого первичного эталона результаты сравнения будут зависеть от вида и качества пучка и типа ионизационной камеры.

Для гамма-излучения ^{60}Co , которое в целом изучено лучше, чем другие, калибровка пучка основана на двух разных эталонах: K_{air} и D_w , отличающихся обычно на 1%. На рис. 19 показано соотношение значений

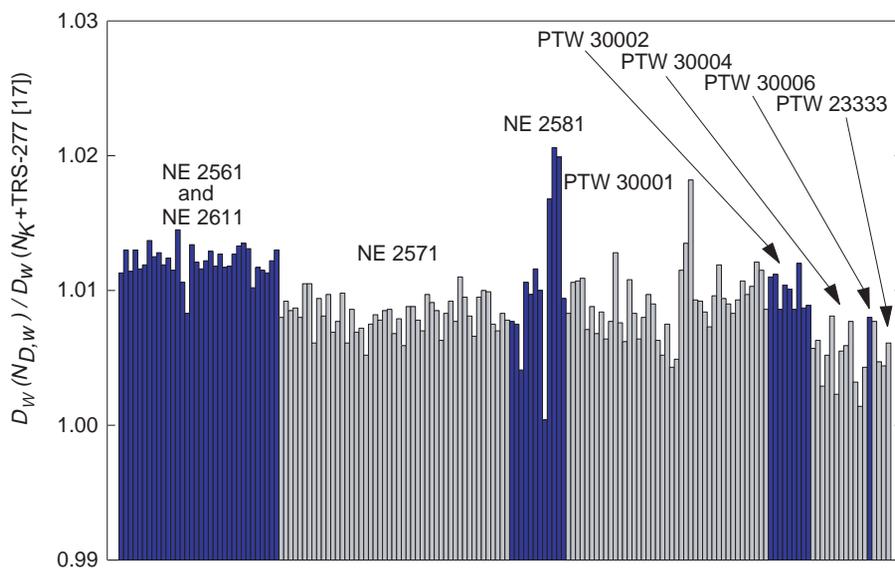


РИС. 19. Отношение значений поглощённой дозы в воде для ^{60}Co , определенных по калибровочным коэффициентам в единицах поглощённой дозы в воде $N_{D,w}$ и по калибровочным коэффициентам в единицах воздушной кермы с использованием рекомендаций МАГАТЭ TRS-277 [17] для некоторых типов ионизационных камер, показанных на рис. 2. Оба калибровочных коэффициента получены через МБМВ. В большинстве случаев различия лежат внутри суммарной стандартной неопределенности двух рекомендаций, основанных на $N_{D,w}$ и N_K .

поглощённой дозы в воде для ^{60}Co , определенных по калибровочным коэффициентам в единицах поглощённой дозы в воде и по калибровочным коэффициентам в единицах воздушной кермы по методике TRS-277 [17] для некоторых типов ионизационных камер, указанных на рис. 2. Хотя различия лежат в большинстве случаев внутри суммарной стандартной неопределённости двух рекомендаций, расхождения такого порядка ожидаются, если бы результаты калибровки по $N_{D,w}$ и N_k , в МБМВ и большинстве ДЛПЭ использовались в больницах и ДЛВЭ. Изменение может быть больше или меньше в зависимости от того, если калибровки проводятся в лабораториях, данные для которых находятся в крайних точках распределения, показанного на рис. 4. Любое систематическое различие между двумя методами $N_{D,w}$ и N_k , будет обусловлено неточностью численных значений коэффициентов и формул (например, k_m , P_{wall} и др.), используемых в рекомендациях, основанных на N_k . К тому же имеется возможность систематического эффекта в первичных эталонах воздушной кермы [31].

Здесь обсуждается только калибровка пучков фотонов и электронов высокой энергии, включающая только ситуацию с расчетными значениями k_Q . Изменения в D_w для пучка ^{60}Co , которые распространяются на пучки высоких энергий, являются единственным значительным вкладом в определение D_w для фотонов высоких энергий, поскольку большинство коэффициентов, включаемые в расчет k_Q , являются теми же, что и в TRS-277 (2-ое издание) [17], и другой разницы не ожидается. Для пучков электронов в дополнение вкладу в D_w для пучка ^{60}Co , второй наиболее важный вклад связан с применением реального соотношения тормозных способностей $s_{w,air}$ для клинического пучка, т.к. основные данные ($s_{w,air}$ для моноэнергетического пучка) остается практически тем же, что приводит к различию порядка 0,5 %. Как и для ^{60}Co это различие лежит внутри суммарной стандартной неопределенности двух рекомендаций, основанных на N_D и N_k .

1.2. КИЛОВОЛЬТНОЕ РЕНТГЕНОВСКОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ

Для килловольтного рентгеновского излучения связь между двумя формализмами $N_{D,w}$ и N_K в зависимости от качества излучения установлена различными выражениями.

Для пучков рентгеновского излучения средней энергии при измерениях, сделанных цилиндрической камерой на опорной глубине 2 г/см^2 в водном фантоме, калибровочный коэффициент по поглощенной дозе в воде определен выражением:

$$N_{D,w,Q_0} = N_{K,Q_0} [(\mu_{en}/\rho)_{w,air}]_{Q_0} P_{Q_0} \quad (55)$$

где N_{K,Q_0} – калибровочный коэффициент дозиметра по воздушной керме, измеренной в свободном воздухе для рентгеновского излучения качества Q_0 , $[(\mu_{en}/\rho)_{w,air}]$ – отношение средних массовых коэффициентов поглощения энергии в воде и воздухе, усредненные по спектру фотонов на опорной глубине, P_{Q_0} – коэффициент возмущения.

Коэффициент возмущения учитывает: (1) воздействие на показание камеры дозиметра различия в спектре, когда камера при калибровке находилась в свободном воздухе, а при измерениях на опорной глубине в водном фантоме, (2) замену воды воздухом и материалом стенки камеры, (3) влияние держателя камеры на показание камеры в воде и в свободном воздухе, (4) воздействие на показание камеры водонепроницаемой насадки.

Опорная глубина в [17] была определена как 5 г/см², однако известны данные для $[(\mu_{en}/\rho)_{w,air}]$ и при 2 г/см². Как было показано в [104] данные для коэффициентов возмущения, годятся и для 2 г/см².

Для установления связи между двумя методиками для низкоэнергетического 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, которые базируются на N_K , воспроизводят поглощенную дозу на поверхности фантома, когда плоскопараллельная камера установлена в свободном воздухе (см. TRS-277, второе издание [17]), в то время как методика $N_{D,w}$ воспроизводит поглощенную дозу на поверхности фантома, когда сама камера установлена своей опорной точкой на поверхности фантома. Таким образом, для методики, основанной на измерении кермы в воздухе:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0}^{\text{free air}} N_{K,Q_0} B [(\mu_{en}/\rho)_{w,air}]_{Q_0}^{\text{free air}} P_{Q_0} \quad (56)$$

где N_{K,Q_0} – калибровочный коэффициент по керме в свободном воздухе включает эффект от любого материала, в который помещена ионизационная камера, B – коэффициент обратного рассеяния, $[(\mu_{en}/\rho)_{w,air}]$ – отношение средних массовых коэффициентов поглощения энергии в воде и воздухе, усредненное по спектру фотонов в свободном воздухе и P_{Q_0} – предполагается равным единице при использовании плоскопараллельной камеры. Для методики, основанной на калибровочном коэффициенте по поглощенной дозе в воде:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0}^{\text{surface}} N_{D,w,Q_0} \quad (57)$$

Из выражений (56) и (57) следует, что:

$$N_{D,w,Q_0} = \frac{M_{Q_0}^{\text{free air}}}{M_{Q_0}^{\text{surface}}} N_{K,Q_0} B [(\mu_{\text{en}}/\rho)_{w,\text{air}}]_{Q_0}^{\text{free air}} p_{Q_0} \quad (58)$$

Данные для различных коэффициентов в выражениях (55)–(58) были приведены во второй редакции [17] или могут быть найдены в других современных практических рекомендациях [17, 96, 97]. Выражения, приведенные в этом разделе, позволяют проводить как сравнение настоящих практических рекомендаций с рекомендациями, основанными на калибровочных коэффициентах в единицах кермы в воздухе, так и использование настоящих практических рекомендаций посредством калибровочных коэффициентов N_{D,w,Q_0} , полученных от эталонов кермы в воздухе. Сравнение данных практических рекомендаций с рекомендациями, основанными на керме в воздухе – это эффективная проверка коэффициентов $[(\mu_{\text{en}}/\rho)_{w,\text{air}}]_{Q_0, P_{Q_0}}$ и B . Так как были некоторые сомнения в отношении последних двух, то такие сравнения будут полезными.

Приложение II

РАСЧЕТ ЗНАЧЕНИЙ k_{Q,Q_0} И ИХ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ

II.1. ОБЩИЕ ПОЛОЖЕНИЯ

Поправочный коэффициент на качество пучка k_{Q,Q_0} определяется по формуле (3). В данных рекомендациях следует использовать, если возможно, значения k_{Q,Q_0} , измеренные соответствующей камерой. Однако, в большинстве случаев такие данные недоступны, поэтому следует применить расчетные значения. При условиях, когда действует теория полости Брегга-Грея, значения k_{Q,Q_0} можно рассчитать по формуле (4):

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,air})_Q (W_{air})_Q p_Q}{(s_{w,air})_{Q_0} (W_{air})_{Q_0} p_{Q_0}} \quad (59)$$

Для пучков фотонов и электронов используют основные данные для тормозных способностей моноэнергетических электронов, приведенные в МКРЕ-37 [64] с моделью влияния плотности по Стернхаймеру. Для протонов и тяжелых ионов основные данные для моноэнергетических пучков приведены в МКРЕ-49 [118].

В данном документе используют значение величины (W_{air}/e) равное 33,97 Дж/Кл [129-131] для всех пучков фотонов и электронов. Однако с учетом возможной разницы значений W_{air} для ^{60}Co и пучков фотонов и электронов высокой энергии [55] появляется соответствующая компонента неопределённости. Значение величины W_{air} , используемое для пучков протонов и тяжелых ионов, обсуждается в соответствующих разделах настоящего приложения.

При отсутствии соответствующих данных о коэффициентах возмущения необходимо поступить наиболее адекватным путем. Некоторые составляющие получают из эксперимента, некоторые из расчета методом Монте-Карло или других расчетов, а иногда, если нет возможности получить какие-либо оценки, их приравнивают к единице и включают соответствующий вклад в суммарную неопределённость.

Значения $s_{w,air}$, W_{air} и p для ^{60}Co , пучков фотонов и электронов, протонов и тяжелых ионов и результирующие коэффициенты k_{Q,Q_0} и их неопределенности обсуждаются в отдельных разделах ниже. При оценке неопределённости коэффициентов k_{Q,Q_0} корреляция между различными

параметрами учитывается соответствующим образом. Для рентгеновского излучения средней и низкой энергии теория полости Брегга-Грея не справедлива, поэтому для этого типа излучения в данных рекомендациях никаких расчетных значений k_{Q,Q_0} не дается. В данном приложении термин «неопределённость» означает относительную стандартную неопределённость, которая выражается в процентах.

II.2. ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЕ ^{60}Co

Как отмечалось, если за опорное качество Q_0 принимается гамма-излучение ^{60}Co , то символ для k_{Q,Q_0} изменяется на k_Q . Коэффициенты $s_{w,air}$, W_{air} и p_Q для ^{60}Co , входящие в знаменатель соотношения для k_Q , для всех видов излучения представлены ниже.

II.2.1. Значения $s_{w,air}$ для ^{60}Co

Значение $s_{w,air} = 1,133$ для ^{60}Co было рассчитано Andreo и др. [80] с применением данных о тормозных способностях моноэнергетических электронов, взятых из МКРЕ-37 [64] с поправкой на эффект плотности по Стернхаймеру. Неопределённости, связанные с усреднением энергии возбуждения (значения I) и поправки на влияние плотности увеличивают стандартную неопределённость на 0,5 %, которая не входит в общую неопределённость внутри модели тормозных способностей. К тому же из-за различия в спектрах между пучками ^{60}Co неопределённость в оценке отношения тормозных способностей для конкретного пучка ^{60}Co составляет 0,1%.

II.2.2. Значения W_{air} для ^{60}Co

Величина W_{air} является средней энергией ионообразования в воздухе и чаще она обозначается как W_{air}/e . Значение W_{air}/e для ^{60}Co в сухом воздухе принимается равным 33,97 Дж/Кл [129-131]. Неопределённость этой величины, оцененная Niatel и др. [129], составила 0,2%.

II.2.3. Значения p_Q для ^{60}Co

Общий коэффициент возмущения включает все параметры, вытекающие из поведения идеального детектора Брегга-Грея. В целом эти эффекты настолько малы, что индивидуальные коэффициенты возмущения p имеют значения близкие к единице и могут быть использованы

независимо. Для цилиндрических камер общий коэффициент возмущения получают как произведение:

$$P_Q = P_{cav} P_{dis} P_{wall} P_{cel} \quad (60)$$

Составляющие коэффициента возмущения P_{cav} , P_{dis} , P_{wall} и P_{cel} определены в разд. 1.6. Для плоскопараллельных камер P_{dis} и P_{cel} исключаются.

II.2.3.1. Значения p_{cav} для ^{60}Co

Поправочный коэффициент на полость камеры p_{cav} учитывает возмущение электронного потока из-за различия рассеяния в воздушной полости и в среде. Поскольку электронное равновесие для ^{60}Co создается на глубине z_{ref} (5 г/см² в воде), то значение p_{cav} берется равным единице (для цилиндрических и плоскопараллельных камер). Неопределённость, связанная с этим предположением, пренебрежимо мала (< 0,1 %).

II.2.3.2. Значения p_{dis} для ^{60}Co

Поправка на смещение возникает из-за того, что результат измерений при использовании цилиндрической камеры с центром полости в z_{ref} относится к точке, которая находится ближе к источнику, чем z_{ref} . Поправка зависит от внутреннего радиуса полости r_{cyl} . Используются величины, полученные экспериментально Johansson и др. [132]:

$$p_{dis} = 1 - 0.004 r_{cyl} \quad (61)$$

где r_{cyl} дается в миллиметрах. Неопределённость p_{dis} определена Johansson и др. [132] как 0,3%. Камеры типа плоскопараллельной располагаются так, что фронтальная поверхность воздушной полости совмещается с z_{ref} , поэтому предполагается, что поправка на смещение не требуется. Неопределённость этого предположения оценивается как 0,2%.

II.2.3.3. Значения p_{wall} для ^{60}Co

Коэффициент p_{wall} учитывает различие в коэффициентах массового поглощения для фотонов и тормозных способностей для электронов в материале стенки камеры и в среде. Для водонепроницаемых цилиндрических камер обычно применяют тонкую пластиковую водонепроницаемую насадку. Формула, опубликованная Almond и Svensson [133] и независимо модифицированная Gillin и др. [134] и Hanson и Dominguez-Tinoco [135]

использована в данных рекомендациях для определения p_{wall} , которая включает влияние насадки:

$$p_{wall} = \frac{\alpha s_{wall,air}(\mu_{en}/\rho)_{w,wall} + \tau s_{sleeve,air}(\mu_{en}/\rho)_{w,sleeve} + (1-\alpha-\tau)s_{w,air}}{s_{w,air}} \quad (62)$$

Предполагается, что толщина насадки из ПММА составляет 0,5 мм. Для $s_{med,air}$ применяются величины, рассчитанные Andreo и др. [80], использующие значения тормозных способностей электронов с поправкой на влияние плотности по Стернхаймеру, приведенной в [64]. Отношения массовых коэффициентов поглощения взяты из работы Cunningham [17]. Значения α и τ определены в соответствии с выражениями, данными в [21]:

$$\alpha(t_w) = 1 - e^{-11.88t_w} \quad (63)$$

и

$$\tau(t_s) = e^{-11.88t_w}(1 - e^{-11.88t_s}) \quad (64)$$

где t_w и t_s соответственно толщины стенки и насадки в г/см². Они основаны на экспериментах Lempert и др.[136], для которых неопределённость не определена. Andreo и др. [80] сравнивали рассчитанные значения p_{wall} для некоторых материалов с экспериментальными данными Johansson и др. [132], и нашли соответствие в пределах 0,4 %. Основываясь на этом, общая стандартная неопределённость для p_{wall} определена как 0,5%.

Эта оценка относится также к камерам с пластиковыми стенками, имеющими тонкий проводящий слой или графитовое покрытие типа «dag». Влияние этого покрытия на значение p_{wall} трудно оценить: и метод Монте-Карло и эксперимент не могут удовлетворительно объяснить эффект покрытия [137]. Кроме того, изготовители обычно не дают точной информации о толщине покрытия. Исключением является RTW (см. сноску е к табл. 3). Альтернативный расчет p_{wall} для камер RTW-30001 и RTW-30010 был проведен с использованием уравнения (62) для стенки камеры включая насадку из МММА равной толщине графитового покрытия 0,15 мм (плотность $\rho = 0,82$ г/см³). Результат для p_{wall} оказался приблизительно на 0,3% ниже для излучения ⁶⁰Со. Однако приблизительно такое же снижение для p_{wall} было получено и для фотонов высокой энергии, поскольку влияние графитового покрытия намного снижается в отношении значений p_{wall} .

входящих в расчет коэффициента k_Q . Это согласие находится в пределах 0,1% для k_Q , полученного для этого вида камер при предположении, что внутренняя стенка сделана из ПММА (эти величины использованы в настоящем практическом руководстве для фотонов высокой энергии). Считается, что вкладом этого эффекта в неопределённость величины P_{wall} можно пренебречь (<0,1%).

Для плоскопараллельной камеры определение значения величин P_{wall} проблематично. Сообщалось о различиях до 3% между камерами одинакового типа [138]. Поэтому метод перекрестной калибровки включен в разд.7. Тем не менее, величины были получены путем комбинации расчета и эксперимента. Они приведены в [21] для ряда камер. Кроме того, применяют значения, полученные расчетами Rogers [139], для камер Attix, Exradin и Holt. Предполагая, что различия в 3% представляют 67%-интервал достоверности ($\kappa = 1$) нормального распределения, стандартная неопределённость определяется в 1,5%.

II.2.3.4. Значения p_{cel} для ^{60}Co

Для камер цилиндрического типа коэффициент P_{cell} вносит поправку на неэквивалентность воздуху материала центрального электрода. Этой поправкой можно пренебречь для центральных электродов, сделанных из пластика или графита, как это показано расчетами методом Монте-Карло в работе Ma и Nahum [140] и экспериментальными методами в работе Palm и Mattson [141]. В обоих случаях было показано, что электроды из алюминия диаметром 1 мм, которые применяются в большинстве камер фермеровского типа, увеличивают показание камеры в пучке ^{60}Co в опорной точке приблизительно на 0,7%. Эти данные находятся в согласии с ранее измеренными данными Mattson [142]. Поэтому для камер с алюминиевым электродом диаметром 1 мм здесь применяется значение $p_{cell} = 0,993$. Неопределённость большинства последних измерений составляет 0,2% [141]. Важно отметить, что эта величина согласуется с таковой, использованной в [17], где значение принималось за единицу для всех камер с алюминиевым центральным электродом диаметром 1 мм, как результат компенсации эффекта при измерениях в воде и воздухе. (см. прил. I).

II.2.4. Итоговые значения величин и их погрешностей для ^{60}Co

В табл. 37 перечислены значения коэффициентов P_{dis} , P_{wall} и P_{cel} , произведений $s_{w,air} P_Q$ для цилиндрических камер перечисленных в табл. 3. Оценка неопределённостей, проведенная выше, суммирована в табл. 38.

ТАБЛИЦА 37. ЗНАЧЕНИЯ КОЭФФИЦИЕНТОВ p_{dis} , p_{wall} И p_{cel} И ПРОИЗВЕДЕНИЙ $s_{\text{w,air}} p_Q$ ДЛЯ ^{60}Co ДЛЯ РАЗЛИЧНЫХ ЦИЛИНДРИЧЕСКИХ И ПЛОСКОПАРАЛЛЕЛЬНЫХ ИОНИЗАЦИОННЫХ КАМЕР

(Как отмечено в тексте, здесь принято значение $s_{\text{w,air}} = 1.133$ Для незащищенных от воды цилиндрических камер в расчет p_{wall} включена насадка из ПММА толщиной 0.5 мм)

Тип камеры ^a	p_{dis}	p_{wall}	p_{cel}	$s_{\text{w, air}} p_Q$
<i>Цилиндрические камеры</i>				
Capintec PR-05P mini	0,992	0,977	1,000	1,098
Capintec PR-05 mini	0,992	0,977	1,000	1,098
Capintec PR-06C/G Farmer	0,987	0,989	1,000	1,107
Exradin A2 Spokas	0,981	0,978	1,000	1,088
Exradin T2 Spokas	0,981	1,013	1,000	1,127
Exradin A1 mini Shonka	0,992	0,978	1,000	1,100
Exradin T1 mini Shonka	0,992	1,013	1,000	1,139
Exradin A12 Farmer	0,988	0,984	1,000	1,101
Far West Tech. IC-18	0,991	1,016	1,000	1,141
FZH TK 01	0,986	0,996	1,000	1,113
Nuclear Assoc. 30-750	0,992	0,986	1,000	1,109
Nuclear Assoc. 30-749	0,988	0,986	1,000	1,104
Nuclear Assoc. 30-744	0,988	0,986	1,000	1,104
Nuclear Assoc. 30-716	0,988	0,986	1,000	1,104
Nuclear Assoc. 30-753 Farmer shortened	0,988	0,986	1,000	1,104
Nuclear Assoc 30-751 Farmer	0,988	0,997	0,993	1,108
Nuclear Assoc 30-752 Farmer	0,988	0,991	0,993	1,101
NE 2515	0,988	1,000	0,993	1,112
NE 2515/3	0,987	0,992	0,993	1,102
NE 2577	0,987	0,992	0,993	1,102
NE 2505 Farmer	0,988	1,000	0,993	1,112
NE 2505/A Farmer	0,988	1,012	0,993	1,126
NE 2505/3, 3A Farmer	0,987	0,992	0,993	1,102
NE 2505/3, 3B Farmer	0,987	1,009	0,993	1,122
NE 2571 Farmer	0,987	0,992	0,993	1,102
NE 2581 Farmer	0,987	1,007	1,000	1,127
NE 2561/2611 Sec. Std	0,985	0,990	1,000	1,105
PTW 23323 micro	0,993	1,001	0,993	1,119
PTW 23331 rigid	0,984	1,001	0,993	1,109
PTW 23332 rigid	0,990	1,001	0,993	1,115
PTW 23333	0,988	1,001	0,993	1,113

ТАБЛИЦА 37. (продолж.)

PTW 30001/30010 Farmer	0,988	1,001	0,993	1,113
PTW 30002/30011 Farmer	0,988	0,991	1,000	1,109
PTW 30004/30012 Farmer	0,988	0,991	0,993	1,101
PTW 30006/30013 Farmer	0,988	1,001	0,993	1,112
PTW 31002 flexible	0,989	1,001	0,993	1,114
PTW 31003 flexible	0,989	1,001	0,993	1,114
PTW 31006 Pin Point	0,996	0,999	0,993	1,119
PTW 31014 Pin Point	0,996	0,998	0,993	1,118
SNC 100700-0 Farmer	0,986	1,001	0,993	1,111
SNC 100700-1 Farmer	0,986	0,990	0,993	1,099
Victoreen Radocon III 550	0,990	0,993	1,000	1,115
Victoreen Radocon II 555	0,990	1,010	1,000	1,134
Victoreen 30-348	0,990	1,001	1,000	1,123
Victoreen 30-351	0,988	1,001	1,000	1,121
Victoreen 30-349	0,984	1,001	1,000	1,116
Victoreen 30-361	0,990	1,001	1,000	1,124
Scdx-Wellhöfer CC01	0,996	0,984	0,993	1,103
Scdx-Wellhöfer CC04/IC04	0,992	0,986	1,000	1,108
Scdx-Wellhöfer CC08/IC05/IC06	0,988	0,986	1,000	1,104
Scdx-Wellhöfer CC13/IC10/IC15	0,988	0,986	1,000	1,104
Scdx-Wellhöfer CC25/IC25	0,988	0,986	1,000	1,104
Scdx-Wellhöfer FC23-C/IC28				
Farmer shortened	0,988	0,986	1,000	1,104
Scdx-Wellhöfer FC65-P/IC69 Farmer	0,988	0,997	0,993	1,108
Scdx-Wellhöfer FC65-G/IC70 Farmer	0,988	0,991	0,993	1,101
<i>Плоскопараллельные камеры</i>				
Attix RMI 449		1,023		1,159
Capintec PS-033		0,989		1,121
Exradin P11		1,018		1,154
Holt (Memorial)		1,004		1,138
NACP/Calcam		1,024		1,161
Markus		1,009		1,144
Roos		1,010		1,145

^a Некоторые из перечисленных камер не удовлетворяют требованиям разд. 4.2.1. Однако они включены в таблицу, поскольку еще находятся в употреблении.

ТАБЛИЦА 38. ОТНОСИТЕЛЬНЫЕ СТАНДАРТНЫЕ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ ПАРАМЕТРОВ, ВХОДЯЩИХ В УРАВНЕНИЕ (59) ДЛЯ ПУЧКА ^{60}Co

Параметр	Тип камеры	
	Цилиндрическая, u_c (%)	Плоскопараллельная, u_c (%)
$s_{w, \text{air}}$	0,5	0,5
Привязка $s_{w, \text{air}}$ к качеству пучка	0,1	0,1
W_{air}/e	0,5	0,5
P_{cav}	<0,1	<0,1
P_{dis}	0,3	0,2
P_{wall}	0,5	1,5
P_{cel}	0,2	—
Общая стандартная неопределенность	0,8	1,6

II.3. ПУЧКИ ФОТОНОВ ВЫСОКИХ ЭНЕРГИЙ

Ниже рассматриваются параметры, используемые в уравнении (59), для пучков фотонов высоких энергий. При оценке неопределённости рассматривалось только соотношение этих параметров между ^{60}Co и фотонами высоких энергий, т. к. в коэффициент k_Q они входят исключительно в виде отношений.

II.3.1. Значения $s_{w, \text{air}}$ для пучков фотонов высоких энергий

Значения относительных тормозных способностей по Спенсеру и Аттиксу ($s_{w, \text{air}}$) были взяты из расчетов Andreo, приведенных в [143,144]. Эти расчеты были выполнены с использованием таблиц значений тормозных способностей электронов, опубликованных в [64]. По оценкам неопределённости $s_{w, \text{air}}$ относительно значения для ^{60}Co расхождения невелики, поскольку основной эффект обусловлен неточностями I для воды, которое важно для ^{60}Co , а не для высоких энергий, в то время как модель эффекта плотности, используемая для воды, значима только для высоких энергий. В результате достигается неопределённость 0,5%. Неопределённость, присущая значению отношения тормозных способностей для конкретно используемого пучка, оценивается не более 0,3%.

II.3.2. Значение W_{air} для пучков фотонов высоких энергий

Значение W_{air} , обычно используемое для пучков фотонов высоких энергий, является тем же самым, которое используется для ^{60}Co , и это положение используется в данных рекомендациях. Однако имеется все больше доказательств [55], что это предположение может приводить к неопределённости до 1%. Для того, чтобы это учесть, составляющая неопределённости в 0,5% добавлена в оценку отношения W_{air} в уравнении (59).

II.3.3. Значения p_Q для пучков фотонов высоких энергий

Компоненты поправки на возмущение, как это дано в уравнении (60), рассматриваются по отдельности. При этом рассматриваются только камеры цилиндрического типа, так как плоскопараллельные камеры не следует использовать для стандартной дозиметрии в пучках фотонов высоких энергий.

II.3.3.1. Значение p_{cav} для пучков фотонов высоких энергий

Как и для излучения ^{60}Co предполагается, что на опорной глубине должно существовать электронное равновесие, и поэтому значение p_{cav} принимается равным единице с незначительной неопределённостью ($< 0,1\%$).

II.3.3.2. Значение p_{dis} для пучков фотонов высоких энергий

Для пучков фотонов высоких энергий эффект замещения даёт наибольший вклад в окончательную неопределённость определения k_Q . В единственном имеющемся наборе экспериментальных данных, приведенном в работе Johansson и др. [132], эта неопределённость оценивается в 0,3%. Однако эти значения были определены, в основном, при использовании ускорителей старого производства и в то время, когда качество пучка определялось в терминах МВ. Значения поправочных коэффициентов, приведенных в [9], отличаются от значений Johansson для фермеровской ионизационной камеры более чем на 0,6%. Очевидно, что отличие будет больше для камер большего диаметра, но предполагается, что эти расхождения лежат в пределах оцененных выше неопределённостей⁴⁵

⁴⁵ В соответствии и рекомендациями ИСО [32], если нет данных о случайной величине X_i внутри некоторого интервала значений, то можно лишь предполагать, что X_i имеет в этом интервале равномерное прямоугольное распределение. Ожидаемая величина x_i в этом интервале характеризуется дисперсией $u^2(x_i) = a^2/3$, где a есть половина длины интервала.

Значения для фотонов высоких энергий должны находиться в определенном соответствии с данными для излучения ^{60}Co , но это соответствие сложно определить. Оценка неопределённости величины p_{dis} , входящей в k_Q , составляет 0,4 %.

II.3.3.3. Значения p_{wall} для пучков фотонов высоких энергий

Как и для излучения ^{60}Co , уравнение (62) используется для расчета p_{wall} в предположении толщины водозащитной насадки из ПММА равной 0,5 мм. Использование данного выражения вместо обычно используемого Almond и Svensson [133] приводит к увеличению значения p_{wall} максимум на 0,2% для некоторых камер и качеств пучков. Значение $s_{med,air}$ было оценено в работах Andreo [143,144] с использованием данных о тормозных способностях из [64]. Значения отношений массовых коэффициентов поглощения энергии были взяты из работы Cunningham [17]. Так как для излучения ^{60}Co и для излучения фотонов высоких энергий используются те же самые данные и выражения, наблюдается хорошее совпадение, и неопределённость отношения p_{wall} , входящего в k_Q , оценивается в 0,5%.

II.3.3.4. Оценка p_{cell} для пучков фотонов высоких энергий

Расчеты методом Монте-Карло, приведенные в работе Ma и Nahum [140], и экспериментальные исследования, описанные в работе Palm и Mattson [141], показали, что пластиковый или графитовый центральный электрод диаметром 1 мм не вносит изменения в чувствительность ионизационной камеры при измерениях в водном фантоме в пучках фотонов высоких энергий. Однако наличие алюминиевого электрода диаметром в 1 мм увеличивает чувствительность камеры от 0,43 % до 0,75% при качестве пучка $\text{TPR}_{20,10}$ равном 0,80 и 0,58 соответственно. Эти результаты в предположении линейной зависимости от качества излучения приняты для расчетов k_Q . Экспериментальная неопределённость определения p_{cell} оценивается в 0,2%. Однако, так как в выражениях рассматривается только соотношение p_{cell} для излучения фотонов высоких энергий и излучения ^{60}Co , то результирующий вклад в неопределённость k_Q оценивается в 0,1%.

II.3.4. Итоговые значения неопределённостей для пучков фотонов высоких энергий

В табл. 39 суммируются оценки стандартных неопределённостей для всех параметров, входящих в уравнение (59). Для пучков фотонов высоких

ТАБЛИЦА 39. ОЦЕНКА ОТНОСИТЕЛЬНОГО СТАНДАРТНОГО ОТКЛОНЕНИЯ ПРИ РАСЧЕТЕ ЗНАЧЕНИЯ k_Q ДЛЯ ПУЧКОВ ФОТОНОВ ВЫСОКИХ ЭНЕРГИЙ

Составляющая	u_c (%)
$s_{w, air}$ по отношению ^{60}Co	0,5
Соответствие $s_{w, air}$ конкретному качеству пучка	0,2
W_{air}/e по отношению к ^{60}Co	0,3
p_{cav} для ^{60}Co и фотонов высоких энергий	<0,1
p_{dis} по отношению к ^{60}Co	0,4
p_{wall} по отношению к ^{60}Co	0,5
p_{cel} по отношению к ^{60}Co	0,1
Суммарная стандартное отклонение k_Q	1,0

энергий суммарная стандартная неопределённость значения k_Q составляет 1.0%.

Важно подчеркнуть, что оценка неопределённостей в табл. 39, в оценочной форме имеет дело с ограниченностью наших современных знаний о коэффициентах возмущения ионизационных камер в пучках фотонов. Например, как было показано Seuntjens и др.[145], когда в расчете p_{wall} эффектом влияния водозащитной насадки пренебрегают, достигается несколько лучшее согласие между экспериментальными и расчетными данными k_Q для некоторых ионизационных камер в пучках фотонов высоких энергий. Величина этого эффекта показана на рис. 20 для k_Q , рассчитанного как функция $TPR_{20,10}$ для двух обычно часто используемых ионизационных камер. Небольшое равномерное уменьшение значения k_Q для высоких энергий можно наблюдать, если при определении p_{wall} используется водозащитная насадка из ПММА толщиной 1,0 мм, 0,5 мм или камера используется вовсе без насадки. Основной тенденцией является постоянное улучшение согласования расчетных k_Q с экспериментальными данными. Следует подчеркнуть, однако, что схожую тенденцию имеют и расчеты с использованием отличных от данной работы коэффициентов возмущения p_{cav} , p_{dis} , p_{cel} . Пренебрежение эффектом насадки или другого компонента в расчетах вряд ли будет оправдано с точки зрения улучшения согласия расчетов с экспериментальным значением k_Q . Расчетные значения, используемые в данных рекомендациях для всех коэффициентов возмущения, следует считать лучшим выбором при современном состоянии дозиметрии с ионизационными камерами.

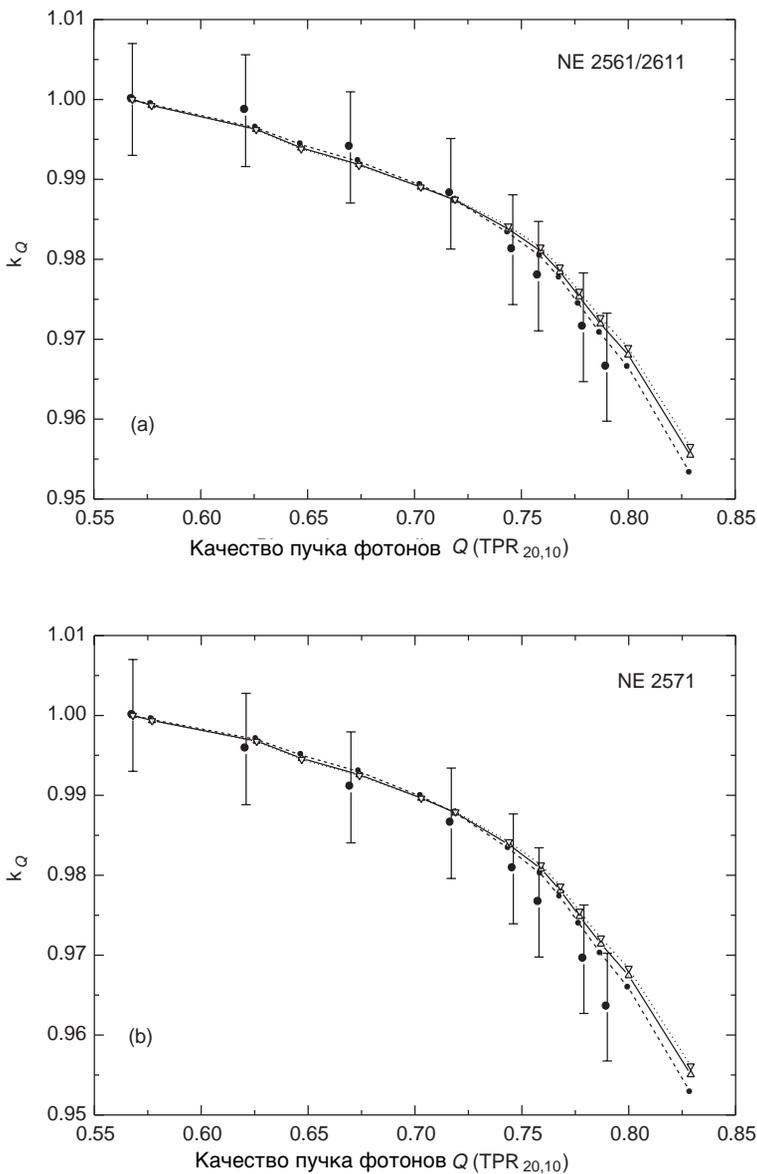


РИС. 20. Сравнение экспериментальных и расчетных значений k_Q для пучков фотонов высоких энергий, где показано влияние водозащитной посадки из ПММА различной толщины при расчетах поправочного коэффициента p_{wall} для камер типа NE 2561/2611 и NE 2571. Экспериментальные данные (сплошные кружки) были измерены в NPL при оценке неопределённости в 0.7% (смотри сноску «с» в табл. 15). Толщина насадки: 1мм – точечная линия, треугольники вниз; 0.5 мм – сплошная линия, треугольники вверх; без насадки – пунктирная линия, квадратики.

Следует подчеркнуть еще раз, однако, что в данных рекомендациях отдается предпочтение значению k_Q , экспериментально определенному для конкретной камеры.

II.4. ПУЧКИ ЭЛЕКТРОНОВ

Для дозиметрии электронов значение k_{Q,Q_0} зависит от качества калибровочного пучка – был ли это ^{60}Co или пучок электронов. В первом случае k_Q определяется, как и для других типов излучения, из значений для ^{60}Co в разд. II.2. Во втором случае появляются $k_{Q,Q_{int}}$ и $k_{Q_0,Q_{int}}$ но коэффициенты (и неопределённости), привносимые Q_{int} , сокращаются, когда берется отношение этих величин и, таким образом, выбор Q_{int} не имеет значения для нашего обсуждения.

II.4.1. Значения $s_{w,air}$ в пучках электронов

Значения отношений тормозных способностей $s_{w,air}$ были рассчитаны Ding и др. [92] с использованием метода Монте-Карло, включающего в себя описание конструкции радиационных головок для медицинских ускорителей различного типа. Основные данные для моноэнергетических электронов были взяты из [66]. Значения, рассчитанные в z_{ref} (как они даны в уравнении (24)), были эмпирически получены Burns и др. [91], и именно эти выбранные значения используются в настоящем документе. Значение отношения тормозных способностей на глубине z_{ref} для пучка электронов с энергией R_{50} вычисляется по формуле:

$$s_{w,air}(z_{ref}) = 1.253 - 0.1487(R_{50})^{0.214} \quad (R_{50} \text{ в г/см}^2) \quad (65)$$

Это соотношение действительно для R_{50} от 1 до 20 г/см². Стандартное отклонение выбранных значений равно 0,16% и показывает, что значения $s_{w,air}$ на z_{ref} для различных типов ускорителей не слишком различаются.

Оценка неопределённости следует из дискуссии, начатой в разд. II.3 в отношении поправок. Если качество Q_0 , соответствует ^{60}Co , для электронных пучков всех качеств стандартная неопределённость, равна 0,5%. При калибровке в пучке электронов эта неопределённость сокращается до 0,2%. В работе Burns и др. [91] показано, что значение тормозных способностей, вычисляемое по уравнению (65), применимо для конкретного ускорителя в пределах 0,2%.

Для глубин, отличающихся от z_{ref} это же значение вычисляется по формуле:

$$s_{w,air}(z) = \frac{a + bx + cx^2 + dy}{1 + ex + fx^2 + gx^3 + hy} \quad (66)$$

где $x = \ln(R_{50})$ и $y = z/R_{50}$ – относительная глубина. Значения для коэффициентов следующие:

$$\begin{array}{llll} a = 1,075 & b = -0,5087 & c = 0,0887 & d = -0,084 \\ e = -0,4281 & f = 0,0646 & g = 0,00309 & h = -0,125 \end{array}$$

Стандартное отклонение равно 0,4%. Значения, полученные из этого уравнения, приведены в табл. 20 для серии значений R_{50} от 1 до 20 г/см² и для значений относительной глубины z/R_{50} в пределах от 0,02 до 1,2.

II.4.2. Значение W_{air} для пучков электронов

Так же, как и для высокоэнергетических фотонов, значение W_{air}/e для сухого воздуха принимается равным 33,97 Дж/Кл, включая неопределённость 0,5% для учета возможных отклонений этого значения в зависимости от энергии электронов. При калибровке в электронном пучке высокой энергии и использовании для электронов низкой энергии, эта неопределённость меньше и принимается равной 0,3%.

II.4.3. Значения p_Q для пучков электронов

Эффект возмущения для пучков электронов широко обсуждается в [21] и большинство рекомендуемых там значений использовано в данном документе. Различные компоненты таковы, как они приведены в уравнении (60). Корреляция между неопределённостью для ⁶⁰Со и пучков электронов пренебрежима. При калибровке в пучке электронов высокой энергии и при использовании для электронов низкой энергии неопределённость отношений коэффициентов p_Q принимается такой же, как и для p_Q для низких энергий.

Заметим, некоторые наборы данных для коэффициентов возмущения, которые раньше выражались через E_z – среднюю энергию на глубине z , представлены здесь через R_{50} . Для старых значений, где E_z вычислялась согласно Harder [146], значения p_Q были представлены здесь с использованием уравнения (24) для z_{ref} и следующих уравнений:

$$E_{z_{ref}} = E_o \left(1 - \frac{z_{ref}}{R_p} \right)$$

$$E_o = 2.33 R_{50} \quad (67)$$

$$R_p = 1.271R_{50} - 0.23$$

(все глубины выражены в г/см²), где E_o – средняя энергия на поверхности фантома и R_p – практический пробег в воде. Первые два отношения широко используются. Третье взято из [147] и получено с помощью моделирования по методу Монте-Карло с использованием реального клинического спектра. Результирующее отношение, полученное графически:

$$E_{z_{ref}} = 1.23R_{50} \quad (68)$$

Отметим, что на данное уравнение накладываются те же ограничения, что и на уравнение, приведенное Harder в [146]. Для более поздних данных, для которых уточненные значения E_z вычислены из [17] результат получен с использованием уравнения:

$$E_{z_{ref}} = 0.07 + 1.027 R_{50} - 0.0048 (R_{50})^2 \quad (69)$$

которое описывает данные из [17, 21] на опорной глубине, приведенной в уравнении (24).

Отметим, что коэффициенты возмущения, выраженные в терминах E_z , обычно определяются на глубине, близкой к максимуму дозы, но принимается, что они также могут относиться к глубине z_{ref} . Для низких энергий, где z_{ref} совпадает с максимумом дозы это хорошее допущение. Для высоких энергий это допущение может быть уже не столь хорошо, но в этом случае коэффициенты возмущения малы и при изменении глубины изменяются немного, так что данное приближение достаточно точно. Тем не менее, измерение коэффициентов возмущения на глубине z_{ref} должно быть продолжено; экспериментальные работы Hug и др. [149] подтвердили данное допущение для цилиндрической камеры фермеровского типа.

II.4.3.1. Значения p_{cav} для пучков электронов

Для плоскопараллельных камер, рассматриваемых как «хорошо защищенные», т.е. имеющих охранное кольцо вокруг собирающего объема как минимум в 1,5 раза большее, чем электродное пространство, p_{cav} на z_{ref} принимается за 1 (неопределённостью можно пренебречь).

Для цилиндрических камер с внутренним радиусом r_{cyl} значения p_{cav} [17, 21, 132] были пересчитаны через R_{50} и выражаются уравнением:

$$p_{cav} = 1 - 0.0217 r_{cyl} \exp(-0.153 R_{50}) \quad (r_{cyl} \text{ в мм и } R_{50} \text{ – в г/см}^2) \quad (70)$$

которое справедливо (на z_{ref}) для r_{cyl} в пределах от 1,5 до 3,5 мм. Для пучков с качеством, большим $R_{50} = 4 \text{ г/см}^2$, для которых может использоваться цилиндрическая камера, поправка на воздушную полость для большинства типов камер меньше 3%, а неопределённость принимается равной 0,5%.

II.4.3.2. Значения p_{dis} для пучков электронов

В настоящих рекомендациях все камеры располагаются в пучках электронов так, чтобы минимизировать эффект смещения и потому дополнительная поправка не применяется. Для плоскопараллельных камер неопределённость этой процедуры принимается меньшей 0,2%, а для цилиндрических камер – 0,3%.

II.4.3.3. Значения p_{wall} для пучков электронов

Для плоскопараллельных камер эффект стенок для пучков электронов подробно обсуждался в [21]; некоторые дополнительные измерения были приведены Williams и др. в [150]. В результате, несмотря на тот факт, что различия в обратном рассеянии между задней стенкой камеры и водой могут вносить не пренебрежимо малую поправку p_{wall} , на настоящий момент информации для получения конкретных величин недостаточно и поэтому p_{wall} принимается равной 1. Неопределённость, связанную с этим допущением, выразить сложно. Наиболее вероятное объяснение полученных результатов таково, что обратное рассеяние от графитовой стенки камер типа NACP практически равно таковому от воды (разница менее 0,2%), а задняя стенка из тонкого слоя ПММА у камер типа Roos дает небольшой дефицит в обратном рассеянии (менее 0,2%), чего нет в измерениях с камерами типа NACP. Неопределённость p_{wall} для хорошо защищённых камер в 0,3% для низких энергий электронов удовлетворяется вышеприведенным объяснением.

Для цилиндрических камер эффект стенки для пучков электронов в общем случае очень мал [151] и в настоящей методике p_{wall} принимается равной единице. Неопределённость этого допущения менее 0,5%.

II.4.3.4. Значения p_{cel} для пучков электронов

Для цилиндрических камер p_{cel} должно приниматься во внимание для камер с алюминиевым центральным электродом. Расчеты, приведенные

Ma и Nahum в [140], и результаты экспериментальной работы Palm и Mattson [141] показывают, что для камеры фермеровского типа с алюминиевым электродом диаметром 1 мм для всех энергий может быть использовано значение 0,998. Стандартное отклонение равно 0,1%.

II.4.3.5. Измерение значений p_Q для некоторых типов камер в пучках электронов

Из нашедших широкое применение плоскопараллельных камер известны три типа, имеющих недостаточную эффективность охранного электрода. Значения для камер PTW Markus M23343 и Capintec PS-033 приведены в [21]. После пересчета через R_{50} эти значения могут быть представлены в виде:

$$p_{\text{Markus}, R_{50}} = 1 - 0.037 \exp(-0.27R_{50}) \quad (R_{50} \geq 2 \text{ г/см}^2) \quad (71)$$

и

$$p_{\text{Capintec}, R_{50}} = 1 - 0.084 \exp(-0.32R_{50}) \quad (R_{50} \geq 2 \text{ г/см}^2) \quad (72)$$

Отметим узкие пределы справедливости этих уравнений и то, что оба набора данных применимы только на глубине z_{ref} . Для всех типов камер приведенные значения были получены с помощью относительных измерений по отношению к хорошо защищенным камерам, коэффициенты возмущения которых принимались равными единице. Стандартная неопределённость приведенных значений, представляющих общую поправку на возмущение p_Q , меньше 0,2%. Однако полная неопределённость ограничена неопределённостью p_{wall} для хорошо защищенных камер, которая равна 0,3%.

II.4.4. Итоговые значения неопределенностей для пучков электронов

Табл. 40 суммирует оценки стандартных отклонений для всех параметров, входящих в уравнение (59) для случая, когда Q_0 соответствует ^{60}Co . Суммарная стандартная неопределённость значения k_Q равна 1,2% для цилиндрических камер и 1,7% – для плоскопараллельных камер, в значении для последних доминирует p_{wall} для ^{60}Co . В табл. 41 приводятся неопределенности для случая, когда Q_0 – электронный пучок высокой энергии (отметим, что R_{50} должно быть не менее 4 г/см² для цилиндрической камеры). Неопределённости значительно меньше, чем при калибровке в пучке ^{60}Co , особенно для плоскопараллельных камер из-за того, что отсутствует p_{wall} для ^{60}Co .

ТАБЛИЦА 40. ОЦЕНКА ОТНОСИТЕЛЬНОЙ СТАНДАРТНОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ РАСЧЕТНЫХ ВЕЛИЧИН k_Q ДЛЯ ЭЛЕКТРОННЫХ ПУЧКОВ (БАЗИРУЕТСЯ НА КАЛИБРОВКЕ ПО ^{60}Co)

Тип камеры	Цилиндрическая		Плоскопараллельная	
	Электроны $R_{50} \geq 4 \text{ г/см}^2$	^{60}Co +электроны $R_{50} \geq 4 \text{ г/см}^2$	Электроны $R_{50} \geq 1 \text{ г/см}^2$	^{60}Co +электр. $R_{50} \geq 1 \text{ г/см}^2$
Характеристика качества пучка:				
Параметр	u_c (%)	u_c (%)	u_c (%)	u_c (%)
$s_{w, \text{air}}$ по отношению ^{60}Co	—	0,5	—	0,5
Приведение $s_{w, \text{air}}$ к качеству пучка		0,2	—	0,2
W_{air}/e для ^{60}Co	—	0,5	—	0,5
P_{cav}	0,5	0,5	< 0,1	< 0,1
P_{dis}	0,3	0,4	0,2	0,3
P_{wall}	0,5	0,7	0,3	1,5
P_{cel}	0,1	0,2	—	—
Суммарная стандартная неопределенность k_Q	—	1,2	—	1,7

ТАБЛИЦА 41. ОЦЕНКА ОТНОСИТЕЛЬНОЙ СТАНДАРТНОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ РАСЧЕТНЫХ ВЕЛИЧИН K_{Q,Q_0} ДЛЯ ЭЛЕКТРОННЫХ ПУЧКОВ (БАЗИРУЕТСЯ НА КАЛИБРОВКЕ НА ПУЧКЕ ЭЛЕКТРОНОВ ВЫСОКОЙ ЭНЕРГИИ)

Тип камеры	Цилиндрическая	Плоскопараллельная
	$R_{50} \geq 4 \text{ г/см}^2$	$R_{50} \geq 1 \text{ г/см}^2$
Характеристика качества пучка:		
Параметр	u_c (%)	u_c (%)
$s_{w, \text{air}}$ по отношению пучкам высокой энергии	0,2	0,2
Приведение $s_{w, \text{air}}$ к качеству пучка	0,3	0,3
W_{air}/e по отношению пучкам высокой энергии	0,3	0,3
p_{cav} по отношению пучкам высокой энергии	0,5	0
p_{dis} по отношению пучкам высокой энергии	0,3	0,2
p_{wall} по отношению пучкам высокой энергии	0,5	0,3
p_{cel} по отношению пучкам высокой энергии	0,1	—
Суммарная стандартная неопределенность k_{Q,Q_0}	0,9	0,6

II.5. ПУЧКИ ПРОТОНОВ

Для протонной дозиметрии расчетные значения поправок на качество пучка, приведенные в настоящих практических рекомендациях, базируются на калибровке по ^{60}Co . Величины, входящие в знаменатель соотношения (59), обсуждались в разд. II.2.

II.5.1. Значения $s_{w,air}$ в пучках протонов

Используемые величины выражаются через параметр качества R_{res} следующим образом:

$$s_{w,air} = a + bR_{res} + \frac{c}{R_{res}} \quad (73)$$

где $a = 1,137$; $b = -4,3 \times 10^{-5}$ и $c = 1,84 \times 10^{-3}$.

Это соотношение получено с использованием значений отношений тормозных способностей для моноэнергетических частиц в расчетах по методу Монте Карло в варианте *PETRA* [151]. Исходные значения для отношений тормозных способностей были взяты из [118]. В отличие от тормозных способностей, приводимых МКРЕ, методика расчета отношений тормозных способностей *PETRA* учитывает перенос вторичных электронов и процессы неупругих ядерных взаимодействий. Эта методика дает возможность рассчитать отношения тормозных способностей в процессе переноса частиц в соответствии с теорией полости Спенсера – Аттиса. Она имеет также преимущество в более точном учете концов треков частиц.

Результирующие отношения оказываются максимум на 0,6% выше данных МКРЕ. На опорной глубине, как следует из табл. 30, отличие между величинами, рассчитанными по *PETRA* и по данным МКРЕ, меньше (между 0,2 и 0,4% в зависимости от глубины, энергии и ширины *SOBP*) и находится в пределах установленных неопределенностей. Статистическая неопределенность $s_{w,air}$ оценивается в 0,2% [152]. Неопределенность значения отношения тормозных способностей на опорной глубине в клиническом пучке составляет 1%.

На рис. 21 представлена зависимость $s_{w,air}$ от R_{res} . Предполагается отсутствие связи между тормозными способностями электронов и неопределенностью значений k_Q . Неопределенность, приписываемая отношениям тормозных способностей в протонном пучке с определенным качеством, составляет 0,3%.

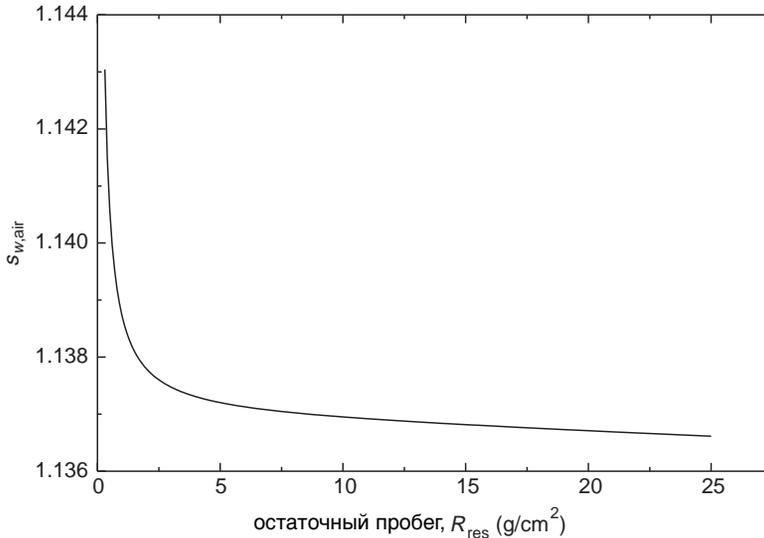


РИС. 21. Отношения тормозных способностей вода – воздух по Спенсеру и Аттиксу ($\Delta = 10$ кэВ) для клинических протонных пучков как функция показателя качества пучка R_{res} . Кривая получена для отношений тормозных способностей моноэнергетических частиц расчетным путем Medin и Andreo с использованием метода Монте Карло (PETRA) [151, 152]. Данные включают перенос вторичных электронов и процессы неупругих ядерных взаимодействий. Исходные данные о тормозных способностях протонов взяты из Доклада 49 МКРЕ [118].

II.5.2. Значение W_{air} для пучков протонов

Исчерпывающий обзор литературы о $W_{air}(E)$, включая данные, полученные сравнением калориметрических и ионизационных методов, представлен в [116]. Более того, в докладе МКРЕ представлено подробное обсуждение отличия $W_g(E)$, средней энергии, необходимой заряженной частице с энергией E для создания пары ионов в газе g , от дифференциальной величины $w_g(E)$. Так как в настоящих практических рекомендациях отношения тормозных способностей вычисляются по PETRA, значения $W_{air}(E)$, приведенные в [116], (особенно те, которые получены сравнением калориметрических и ионизационных методов измерений), должны быть откорректированы в связи с небольшой разницей между значениями отношений тормозных способностей по PETRA и МКРЕ. Процедура статистической обработки, учитывающая медианное распределение и неопределенность каждого значения [153, 154],

приводит к величине $W_{air}/e = 34,23$ Дж/Кл со стандартной неопределенностью 0,4%. Эту неопределенность можно сравнить с неопределенностью 0,2% значения W_{air}/e для электронов, которая была получена аналогичным статистическим методом.⁴⁶ До тех пор, пока не будет новой информации, значение $W_{air}/e = 34,23$ Дж/Кл со стандартной неопределенностью 0,4% рекомендуется для протонной дозиметрии и используется в настоящих практических рекомендациях.

II.5.3. Значения p_Q для пучков протонов

Экспериментальная информация о коэффициентах замещения для пучков протонов в настоящее время доступна лишь для ограниченного числа ионизационных камер и некоторых энергий протонов. Поэтому все составляющие принимаются равными единице. Приводимые ниже обсуждения касаются лишь вопроса неопределенностей.

II.5.3.1. Значения p_{cav} для пучков протонов

Неопределенность p_{cav} можно рассматривать состоящей из двух частей, соответствующих вкладу вторичных электронов и вторичных тяжелых частиц. Замедление вторичных электронов, генерируемых в пучке протонов аналогично тому, что происходит в пучке фотонов (^{60}Co или фотоны высокой энергии). Поэтому пренебрежимо малая неопределенность, принятая для случая фотонов, может быть распространена и на протоны. Неопределенность для вклада тяжелых частиц принимается равной 0,3%, как для плоскопараллельных, так и для цилиндрических камер.

II.5.3.2. Значения p_{dis} для пучков протонов

Так как опорная глубина (см. табл. 30) выбирается в области равномерности дозы, p_{dis} принимается равным единице. Величина поправки вряд ли превысит 0,5 %. Она включает в себя некоторую неравномерность дозы в *SOBP* и ее небольшой градиент в области плато. Можно ожидать, что этот эффект зависит от разрешения модуляции, влияющего на равномерность дозы в *SOBP*. Неопределенность в 0,2% устанавливается для этой поправки как для плоскопараллельных, так и для цилиндрических камер.

⁴⁶ Можно получить то же среднее значение более простым методом [155], но метод, предложенный в этой работе, не позволяет применить статистическое взвешивание для получения значения неопределенности.

II.5.3.3. Значения p_{wall} для пучков протонов

Расчеты методом Монте Карло, выполненные Palmans и Verhaegen [117], показывают возможность влияния вторичных электронов на p_{wall} . Последние измерения, подтвердили эти расчеты для некоторых материалов стенок. Однако, этот эффект вряд ли превысит 0,5%. Поэтому p_{wall} в настоящее время принимается равным единице. При оценке неопределенности те же аргументы, что и для p_{cav} , могут использоваться и для p_{wall} , т. е. неопределенность, возникающая от вторичных электронов, будет такой же, как и в фотонных пучках и равна 0,5%. Аналогично, неопределенность за счет вклада тяжелых частиц оценивается в 0,3%. Вклад в неопределенность первичных протонов также оценивается и равен 0,2%, давая суммарную неопределенность 0,6% как для плоскопараллельных, так и для цилиндрических камер.

II.5.3.4. Значения p_{cel} для пучков протонов

Для камер с алюминиевым центральным электродом значение p_{cel} , оцененное Medin и др. [54] для пучка протонов с энергией 170 МэВ, равно 0,997, а оцененное Palmans и др. [156] для протонов с энергией 75 МэВ равно 1,00. В настоящих практических рекомендациях принято значение 1,0 с неопределенностью 0,4% для всех цилиндрических камер.

II.5.4. Итоговые значения неопределённостей для пучков протонов

В табл. 42 суммированы оценки неопределенностей и показано, что результирующая стандартная неопределенность k_Q протонных пучков равна 1,7 и 2,1% для цилиндрических и плоскопараллельных ионизационных камер соответственно. Наибольший вклад в суммарную неопределенность дают неопределенности $s_{w,air}$ и p_{wall} для плоскопараллельных ионизационных камер в опорном пучке ^{60}Co .

II.6. ПУЧКИ ТЯЖЕЛЫХ ИОНОВ

Для пучков тяжелых ионов расчетные поправочные коэффициенты на качество пучков, приведенные в настоящем практическом руководстве базируются на калибровке по ^{60}Co . Поэтому величины, входящие в знаменатель соотношения (59) обсуждались в разд. II.2.

ТАБЛИЦА 42. ОЦЕНЕННЫЕ ОТНОСИТЕЛЬНЫЕ СТАНДАРТНЫЕ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ РАСЧЕТНЫХ ЗНАЧЕНИЙ k_Q ДЛЯ ПУЧКОВ ПРОТОНОВ

Тип камеры :	Цилиндрическая		Плоскопараллельная	
	Протоны u_c (%)	^{60}Co +протоны u_c (%)	Протоны u_c (%)	^{60}Co +протоны u_c (%)
Составляющая				
$s_{w, \text{air}}$	1,0	1,1	1,0	1,1
Соответствие $s_{w, \text{air}}$ качеству пучка	0,3	0,4	0,3	0,4
W_{air}/e	0,4	0,5	0,4	0,5
P_{cav}	0,3	0,3	0,3	0,3
P_{dis}	0,2	0,4	0,2	0,3
P_{wall}	0,6	0,8	0,6	1,6
P_{cel}	0,4	0,5	—	—
Суммарная стандартная неопределенность k_Q	—	1,7	—	2,1

II.6.1. Значения $s_{w, \text{air}}$ для пучков тяжелых ионов

Значение $s_{w, \text{air}}$ должно быть получено усреднением по полному спектру первичных частиц и фрагментов ядер на опорной глубине:

$$s_{w, \text{air}} = \frac{\sum_i \int_0^\infty \Phi_{E,i} \cdot (S_i(E)/\rho)_w dE}{\sum_i \int_0^\infty \Phi_{E,i} \cdot (S_i(E)/\rho)_{\text{air}} dE} \quad (74)$$

где $(S_i(E)/c)_m$ массовая тормозная способность частицы i с энергией E в среде m и Φ_E дифференциальный энергетический флюенс частиц. Однако недостаток сведений о спектре флюенса вынуждает делать существенные упрощения.

На рис. 22 показаны расчетные значения $s_{w, \text{air}}$, полученные Salamon [157] с использованием ряда компьютерных программ для ионов гелия,

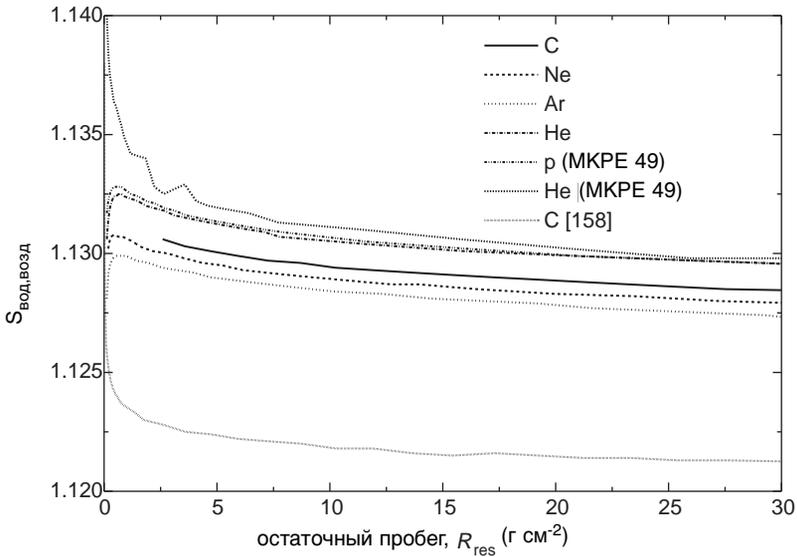


РИС. 22. Отношения тормозных способностей вода – воздух, для тяжелых ионов, рассчитанные Salomon [157] (для C, Ne, Ar и He) и Hiraoka и Bichsel [158] (для C). Включены также данные для протонов и He из [118].

углерода, неона и аргона, Hiraoka и Bichsel [158] для ионов углерода и данные МКРЕ [118] для протонов и гелия. Как видно из этого рисунка, все значения лежат в пределах от 1,12 до 1,14, включая значения для медленных тяжелых ионов. В настоящее время для $s_{w,air}$ в пучках тяжелых ионов принимается постоянное значение 1,13. Неопределенность $s_{w,air}$ для пучков тяжелых ионов должна быть существенно большей, чем для пучков протонов вследствие ее зависимости от типа и энергии частиц. Неопределенность исходных тормозных способностей должна быть также учтена. В настоящих рекомендациях суммарная стандартная неопределенность принята равная 2,0 %, как это установлено в [123].

II.6.2. Значение W_{air} для пучков тяжелых ионов

Как было обсуждено выше для $s_{w,air}$, в идеальном случае значение W_{air} может быть получено усреднением по полному спектру первичных частиц и фрагментов ядер на опорной глубине:

$$\left(\frac{\bar{w}}{e}\right)_{HI} = \frac{\sum_i \int_0^\infty \Phi_{E,i} \cdot (S_i(E)/\rho)_{air} dE}{\sum_i \int_0^\infty \frac{\Phi_{E,i} \cdot (S_i(E)/\rho)_{air}}{w_i(E)/e} dE} \quad (75)$$

где $w_i(E)$ дифференциальная величина W_{air} для частицы i с энергией E . Дифференциальный энергетический флюенс Φ_E должен покрывать широкий энергетический спектр и включать все первичные и вторичные частицы.

Для тяжелых ионов высокой энергии имеется очень мало экспериментальных данных о W_{air} . Hartmann и др [123] проанализировал значения W_{air} для ионов углерода высокой энергии и пришел к выводу, что должно быть использовано значение 34,8 Дж/Кл. В настоящих методических рекомендациях значения W_{air} для различных ионов, взятые из литературных данных, приведены в табл. 43. Та же методика, которая использовалась для пучков протонов и принимающая во внимание статистическую неопределенность каждого значения [153, 154], приводит к значению величины $W_{air}/e = 34,50$ Дж/Кл со стандартной неопределенностью 1,5%.

Пока нет дополнительной информации, значение $W_{air}/e = 34,50$ Дж/Кл со стандартной неопределенностью 1,5% рекомендуется для использования в дозиметрии пучков тяжелых ионов, и эти значения приняты в настоящих практических рекомендациях.

II.6.3. Значения p_Q для пучков тяжелых ионов

До настоящего времени нет экспериментальной информации, относящейся к коэффициенту возмущения для тяжелых ионов и все составляющие его принимаются равными единице. Общая неопределенность, базирующаяся на работе Hartmann и др. [123] составляет 1,0%.

II.6.4. Итоговые значения неопределенностей для пучков тяжелых ионов

В табл. 44 суммируются оцененные неопределенности и приводится стандартная неопределенность k_Q для пучков тяжелых ионов, составляющая 2,8% и 3,2% для цилиндрической и плоскопараллельной камер соответственно. Неопределенность в основном определяется неопределенностями отношения тормозных способностей $s_{w,air}$, и значением W_{air} .

ТАБЛИЦА 43. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ЗНАЧЕНИЯ W_{air}/e ДЛЯ РАЗЛИЧНЫХ ИОНОВ И ЭНЕРГИЙ

Ион	W_{air}/e (Дж/Кл)	Энергия, (Мэв/и)	Ссылка
^3He	34,5	10,3	[159]
^3He	35,7	31,67	[160]
^{12}C	36,2	6,7	[159]
^{12}C	33,7	129,4	[159]
^{12}C	35,28	250	[161]
^{12}C	35,09	250	[162]
^{20}Ne	34,13	375	[162]
^{40}Ar	33,45	479	[162]
Ионы Z от 9 до 14	31,81	170	[163]

W_{air}/e (медианное среднее) = 34,50 Дж/Кл \pm 1,5%

ТАБЛИЦА 44. ОЦЕНКА ОТНОСИТЕЛЬНОЙ СТАНДАРТНОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ РАСЧЕТНОГО ЗНАЧЕНИЯ k_Q ДЛЯ ТЯЖЕЛЫХ ИОНОВ

Component:	Тяжелые ионы	^{60}Co +тяжелые ионы	Тяжелые ионы	^{60}Co +тяжелые ионы
	Цилиндрические камеры u_c (%)	Цилиндрические камеры u_c (%)	Плоскопараллельные камеры u_c (%)	Плоскопараллельные камеры u_c (%)
$s_{w, \text{air}}$	2,0	2,1	2,0	2,1
W_{air}/e	1,5	1,5	1,5	1,5
p (суммарное)	1,0	1,0	1,0	1,8
Суммарная стандартная неопределенность k_Q —		2,8	—	3,2

Приложение III

ХАРАКТЕРИСТИКИ КАЧЕСТВА ПУЧКА ФОТОНОВ⁴⁷

Характеристики качества пучка фотонов были предметом многочисленных исследований из-за их необходимости в радиационной дозиметрии. Однако до сих пор не была найдена такая характеристика качества, которая удовлетворяла бы всем возможным требованиям и являлась бы единственной характеристикой всего диапазона энергий фотонов, используемых в лучевой терапии и во всех возможных ускорителях, используемых в метрологических лабораториях и клиниках лучевой терапии. Дискуссия, возникшая по этому поводу, приведена в этом приложении, чтобы аргументировано обсудить преимущества и недостатки использования $TPR_{20,10}$ по сравнению с другим показателем – $PDD(10)_x$, предложенным Kosunen и Rogers в [165] и используемым в рекомендациях по дозиметрии ААРМ TG-51 [51]. Для полноты обзора общих характеристик качества пучка фотонов, используемых в лучевой терапии, приводятся характеристики пучков фотонов высоких энергий, применяемые в докладе МКРЕ, посвященном эталонам единицы поглощенной дозы в воде [29].

III.1. ОБЗОР ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ХАРАКТЕРИСТИК КАЧЕСТВА ПУЧКА ФОТОНОВ

Большинство дозиметрических методик, основанных как на эталонах воздушной кермы, так и эталонах поглощенной дозы в воде, рекомендует отношение ткань – фантом, $TPR_{20,10}$, в качестве характеристики качества пучка фотонов высоких энергий [9, 12–14, 17, 19, 49, 50]. $TPR_{20,10}$ определяется как отношение поглощенных доз в воде на оси пучка на глубинах 20 см и 10 см в водном фантоме, полученное при постоянном расстоянии источник-детектор (РИД) 100 см и размере поля 10 см x 10 см в месте расположения детектора. Параметр $TPR_{20,10}$ есть мера эффективного коэффициента ослабления, которое приблизительно описывает экспоненциальную кривую уменьшения доз фотонного излучения по глубине за максимумом дозы [82–84], и что более важно, этот параметр не зависит от электронного загрязнения падающего пучка.

⁴⁷ Часть содержания этого Приложения заимствована из [85] и приводится здесь с разрешения Американской ассоциации медицинских физиков (ААРМ).

До использования отношений доз для характеристики качества пучка фотонов, наиболее используемой характеристикой в клинической дозиметрии фотонных пучков было номинальное ускоряющее напряжение. Отношения измеренных ионизаций (заряда или тока) или поглощенных доз сначала использовались, как характеристика качества пучка в дозиметрических рекомендациях Скандинавской ассоциации клинических физиков (*NACP*) [8, 166]. Измеренное отношение на клинической терапевтической установке, однако, связывалось затем с номинальной энергией, генерируемой ускорителем (номинальным ускоряющим напряжением или номинальной максимальной энергией, выраженной в МВ), которая затем использовалась для выбора поправочных коэффициентов. Первая попытка улучшить рекомендации *NACP* была сделана в [9]. Данные, приведенные в [9] для отношений тормозных способностей, отношений массовых коэффициентов поглощения энергии и т.д., все еще давались в цифровой форме как функции номинального МВ, но эти данные были связаны также в графической форме с измеренными отношениями ионизации. Однако имелось два ограничения в методе [9]: (1) связь между измеренными и расчетными отношениями ионизации была основана на неточных вычислениях, и (2) графическая процедура включала однозначную связь между напряжением МВ и отношениями ионизации (подобный недостаток, указан в рекомендациях *NACP* [8, 166]). Andreo и Brahme [78] показали, что использование только номинального напряжения ускорителя, игнорируя фактические свойства проникновения терапевтического пучка, могло приводить к погрешности до 1,5% в отношениях тормозных способностей. Главным образом по причине этого, $TPR_{20,10}$ рассматривается более подходящей характеристикой терапевтических пучков, чем использование номинального ускоряющего напряжения.

Были предложены и другие характеристики качества пучка для дозиметрии фотонов, которые, в большинстве случаев, связаны с глубиной максимума поглощенной дозы, и поэтому могут быть подвержены влиянию электронов, загрязняющих пучок на этой глубине. Кроме того, использование распределений ионизации, измеренных с помощью наперстковых ионизационных камер проблематично, поскольку замещение материала фантома детектором должно быть принято во внимание, чтобы преобразовать ионизацию в распределения дозы. Этого можно избежать, используя плоскопараллельные ионизационные камеры, но они обычно не используются для дозиметрии в пучках фотонов.

Широко распространенная рекомендация для определения качества пучка фотонов высоких энергий, основанная на распределениях процентных доз по глубине, была приведена в Приложении 17 к журналу *British Journal of Radiology (BJR)* [87]. В *BJR* -17 введен параметр d_{80} равный

глубине 80%-ной глубинной дозы, то есть 80 % от максимальной дозы, для размера поля 10 см x 10 см и РИП 100 см. В [87] было указано, что электронное загрязнение является практическим недостатком метода. Использование d_{80} как характеристики качества пучка фотонов, было подтверждено также в Приложении 25 *BJR* [81], хотя другие характеристики качества пучка, подобно $PDD(10)$ будут также рассмотрены ниже. В своих выводах *BJR-25* ссылается также на то, что электронное загрязнение является самой большой проблемой для нормировки на z_{max} , поскольку, изменяя дозу на этой глубине, электронное загрязнение может изменять и качество пучка. Интересно обратить внимание, на то что, даже начиная с Приложения 11 *BJR* [166], проблема электронного загрязнения и необходимости нормировать распределение дозы на глубинах больших чем z_{max} ставилась в различных Приложениях *BJR*, но альтернативы для характеристики качества, независимой от электронного загрязнения, не было предложено в этом ряде публикаций.

Параметр $PDD(10)$, процентная глубинная доза на глубине 10 см, определенная при тех же самых условиях размера поля и РИП как d_{80} , имеет то же самое ограничение в отношении эффекта электронного загрязнения, как и d_{80} . Этот параметр обычно используется изготовителями ускорителей, связывая его с эффективным потенциалом ускорителя. В работе LaRiviere [167], предлагается соотношение между качеством луча, характеризуемым МВ, и $PDD(10)$, использовавшееся изготовителями, чтобы оправдать использование этого параметра. Это, однако, приводило к парадоксальной ситуации, когда ускоритель мог иметь эффективный МВ большим чем энергия электронов, получаемых на этом ускорителе.

LaRiviere [168] было предложено также соотношение между $PDD(10)$ и взвешенной по дозе средней энергией спектра фотонов, которая предлагалась как альтернативный показатель качества пучка. Это предложение побудило Kosunen и Rogers [164] исследовать связь $PDD(10)_x$ «в чистом пучке фотонов» (то есть, без загрязнения электронами) с отношениями тормозных способностей. На основании полученной линейности зависимости они предложили распространить использование $PDD(10)_x$ для характеристики качества пучков фотонов и установить переходные и поправочные коэффициенты. В этой работе указано на различие между поглощенной дозой и ионизационными измерениями при использовании цилиндрических ионизационных камер вследствие применения коэффициента замещения, и также подчеркивается, что электронное загрязнение должно быть удалено из фотонного пучка для измерений $PDD(10)_x$. Для этого авторы статьи использовали тонкие свинцовые фольги в качестве фильтров и описанный метод был рекомендован в дозиметрическом протоколе AAPM [51].

III.2. ПРЕИМУЩЕСТВА И НЕДОСТАТКИ $TPR_{20.10}$

Для клинических пучков, в наиболее широко используемом энергетическом диапазоне ($TPR_{20.10}$ приблизительно между 0,50 и 0,70⁴⁸, слабая зависимость отношения тормозных способностей, и, следовательно, $N_{D,w}$, от $TPR_{20.10}$ имеет важную роль в уменьшении конечной неопределенности определения поглощенной дозы в воде в опорной точке, так как при этом возможная ошибка в измерении $TPR_{20.10}$ не дает заметных изменений значения отношения тормозных способностей [22]. Путем компиляции 21 клинического спектра, опубликованного различными авторами и дополнительно вычисленных 16 спектров, соответствующих клиническим пучкам [78], было показано, что отношения тормозных способностей и $TPR_{20.10}$ очень хорошо коррелируют и ложатся на универсальную кривую. Эти тормозные способности достаточно хорошо, лучше, чем 0,15%, практически для всех клинических спектров аппроксимируются кубическим распределением, (см. рис. 23), где данные тормозных способностей и значения $TPR_{20.10}$ взяты из [144].

Результаты измерений, приведенные Followill и др. в [79] и выполненные на 685 фотонных пучках 45 различных ускорителях с диапазоном энергий от 4 МВ до 25 МВ, показывают, что только некоторые значения $TPR_{20.10}$ превышали приблизительно 0,8, и оценка отношения тормозных способностей вода/воздух для этих исходных данных находится в пределах $\pm 0,25\%$. Для некоторых пучков, с $TPR_{20.10}$ большим или равным 0,75 из-за большого градиента отношения тормозных способностей в зависимости от изменения $TPR_{20.10}$, возможные ошибки в измерении $TPR_{20.10}$ могут привести к большим изменениям отношения тормозных способностей, и, следовательно, в k_Q , в отличие от пучков с низкими значениями $TPR_{20.10}$, но эти изменения будут, в большинстве случаев, не более 0,5%.

Имеется неправильное толкование в литературе [147, 164], в которой данные об идеализированных пучках (т.е. пучках которые не существуют реально, например, моноэнергетические фотоны, спектр Шиффа из тонкой мишени и т.д.), п которые вычислены только для иллюстративных и образовательных целей [169], использовались как аргумент против

⁴⁸ Обзор, выполненный в Центре радиационной физики в Хьюстоне [169] на основе анализа данных (W. Hanson, частное сообщение), который обобщил результаты измерений глубинного распределения поглощенных доз в 1996 г. на приблизительно 1200 клинических ускорителях Северной Америки, показал, что 80% ускорителей имели номинальное напряжение ускорения 10 МВ или меньше. Такие данные ожидаются даже более высокими в менее индустриально развитых странах.

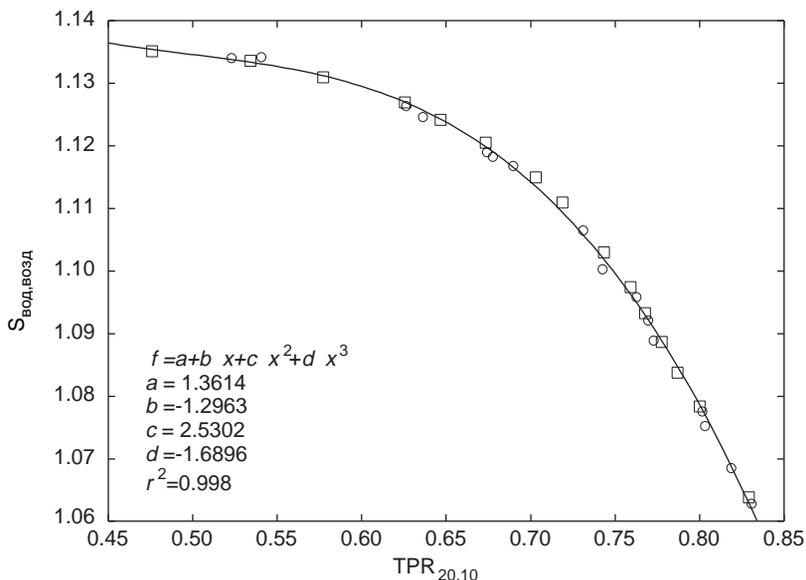


РИС. 23. Отношения тормозных способностей по Спенсеру и Аттиксу ($\Delta=10$ кэВ, $\delta_{МКРЕ/Аиллей}$) для клинических фотонных пучков как функция качества фотонного пучка $TPR_{20,10}$. Кружки соответствуют спектрам, опубликованным различными авторами (см. например табл.2 [78]), квадратиками представлены расчетные спектры по тем же данным. Сплошная линия является кубическим полиномом, аппроксимирующим данные с точностью лучшей чем 0,15%. Данные о тормозных способностях и $TPR_{20,10}$ взяты из [144].

использования $TPR_{20,10}$. Некоторые из этих данных представлены на рис. 24. Их ценность в том, что цель, с которой они выполнялись - демонстрация того, что даже для этих несуществующих гипотетических пучков, наибольшие изменения в отношении тормозных способностей никогда не превышают 1%. К сожалению, эти данные имеют неправильное истолкование, так как используются как “доказательство” против использования $TPR_{20,10}$ [147, 164]. В ряде случаев нельзя забывать, что как при дозиметрии рентгеновского киловольтного излучения, когда при использовании слоя половинного ослабления необходимо добавить информацию о фильтрации пучков и кВ, использование $TPR_{20,10}$ может быть лишено смысла, если ускорительный потенциал, мишень и комбинация фильтров, использующиеся для вычисления данных о тормозных способностях, полностью игнорируются.

Преимущества слабой зависимости отношений тормозных способностей от $TPR_{20,10}$ для большинства клинического оборудования

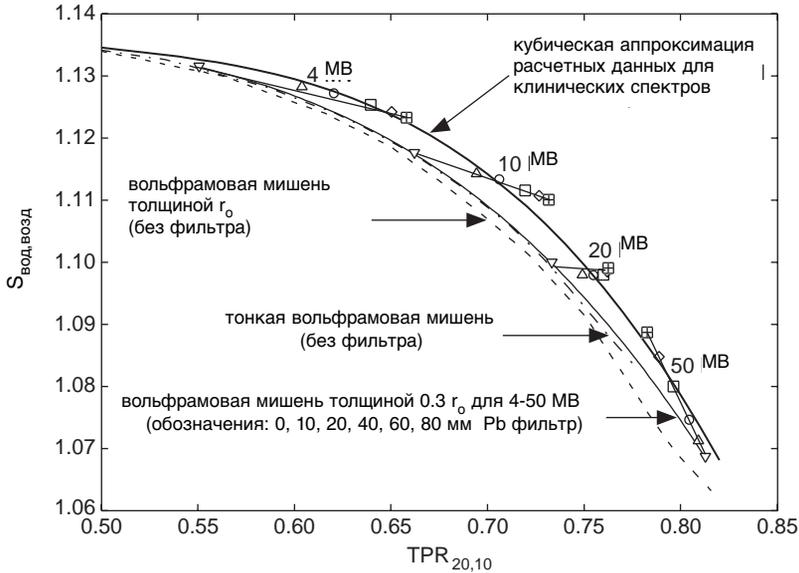


РИС. 24. Расчетные значения отношений тормозных способностей вода/воздух для различных мишеней и комбинаций фильтров как функция качества фотонного пучка $TPR_{20,10}$. Данные для вольфрамовых мишеней без фильтра представлены штрих-пунктирной линией (тонкая мишень), штриховой линией (толщина равна пробегу электронов в вольфраме в приближении непрерывного замедления) и тонкой сплошной линией (толщина равна одной трети пробега электронов в вольфраме в приближении непрерывного замедления). Точки соответствуют спектрам от мишени толщиной $r_0/3$ для различных МВ (для ясности линии соединяют точки, соответствующие каждой энергии) после фильтра из свинца разной толщины (перевернутые треугольники – без фильтра; обычные треугольники – 10 мм; кружки – 20 мм; квадратики – 40 мм; ромбы – 60 мм; перечеркнутые квадратики – 80 мм. Толстая сплошная линия является кубической аппроксимацией данных, рассчитанных для пучков, приведенных на рис. 23. Воспроизведено из [53, 84].

выливаются в кажущиеся неудобства для поверочных дозиметрических лабораторий [147, 164, 170], так как различные качества пучка могут давать похожие калибровочные коэффициенты для ионизационной камеры. На самом деле это показывает, что если отклик камеры изменяется слабо в используемом диапазоне качества пучков, то проблем не возникнет, так как отклик камеры в поверочной дозиметрической лаборатории и у пользователя будет одинаковый.

Большинство аргументов против $TPR_{20.10}$ связаны с ограничением определения отношения тормозных способностей с погрешностью большей или равной 0,5 % для очень высокоэнергетических пучков фотонов, производимых необычными клиническими ускорителями (например, сканирующие пучки без выравнивающих фильтров) или ускорителей, используемых в одной или двух поверочных дозиметрических лабораториях, имеющих мишени и фильтры большей толщины, чем клинические машины. Например, как описано Ross и др. в [172], фотонные пучки в поверочных лабораториях в Канаде создавались с помощью мишени полного поглощения из алюминия толщиной 4,5 – 6 см и алюминиевых фильтров толщиной 10 – 15 см, которые не могут быть установлены в терапевтических головках ускорителей, и значения $TPR_{20.10}$ для этих пучков находятся в пределах 0,75-0,83. Это вынуждает при использовании неклинических мишеней и фильтров для достижения $TPR_{20.10}$ как в клинических пучках “деформировать пучки, чтобы они были похожими на клинические пучки”, т.е. делать показатель качества сопоставимым с клиническими машинами. При высокой энергии фотонов для таких нетрадиционных и неклинических ускорителей высокий градиент отношения тормозных способностей относительно $TPR_{20.10}$ мог бы в некоторых экстремальных ситуациях приводить к различию относительных тормозных способностей от получаемых детализированным методом Монте-Карло, но до сих пор совпадение не выходило за пределы оценки неопределенности отношения тормозных способностей, которое равно 0,6% для высокоэнергетических фотонов [22, 53]. Что касается калибровки камер, то эти значения лежат в области, где $TPR_{20.10}$ может лучше выявить различия в калибровочных коэффициентах для схожих качеств пучка (но не идентичных), которые не могут быть так же хорошо определены при использовании количественного описания качества пучка, основанном на процентном глубинном распределении дозы, т.е. $PDD(10)_x$. В этой области качеств пучков $TPR_{20.10}$ является более чувствительной характеристикой, чем $PDD(10)_x$.

С практической стороны $TPR_{20.10}$ более просто измерить в клинических пучках (обычно вертикальных) при фиксированном положении детектора и фантома, когда нужно изменять только уровень воды и расстояние от источника до детектора не имеет значения (TPR и TAR не зависят от расстояния от источника до детектора). При измерении на двух глубинах ошибки в размещении детектора взаимно исключаются. По этой же причине неопределенность, связанная с эффектом замещения или определением положения эффективной точки измерения, будет незначительна.

III.3. ПРЕИМУЩЕСТВА И НЕДОСТАТКИ $PDD(10)_x$

Необходимо подчеркнуть, что, в принципе, значения отношения тормозных способностей и k_Q могут связываться и с другими параметрами, описывающими проникающую способность фотонных пучков, т.к. отношение тормозных способностей и дозовое распределение обычно определяются в коррелированной форме, используя метод вычисления Монте-Карло. Рис. 25, используя параметры качества пучка, приведенные в табл. 5.iii *BJR* Прил. 25 [81], показывает изменение отношения тормозных способностей вода/воздух с изменением характеристик качества фотонных пучков $TPR_{20,10}$, $PDD(10)$ и d_{80} . Базовые отношения тормозных способностей, полученные по методике $TPR_{20,10}$, используя аппроксимацию, приведенную на рис. 23 для спектра клинического пучка, сравниваются затем с другими характеристиками, используя данные [81].

Совпадение в графиках показывает, что можно вычислить окончательные соотношения с использованием любых характеристик (данные точек при 2 МВ не включаются в аппроксимацию в случае использования $PDD(10)$ и не включаются в контрольные данные), и, кроме того, похожие графики получаются как для широкого, так и для узкого пучков. Заметим также, что линейная аппроксимация для используемой характеристики качества пучков, рекомендованной в [81], d_{80} , оказалась наилучшей для рассматриваемого диапазона энергий. Учитывая, что данные процентных глубинных доз усредняются по многим типам клинических ускорителей [81], эта простая линейная аппроксимация представляет реальные клинические данные. Однако, эта непрямая процедура не может быть рекомендована, так как электронное загрязнение изменяется от одной машины к другой, и только данные, выраженные как функция $TPR_{20,10}$ могут использоваться независимо от электронного загрязнения.

Вычисление отношения тормозных способностей непосредственно как функции $PDD(10)$ или d_{80} для реальных пучков невозможно из-за недостатка информации о спектре электронного загрязнения, который требуется ввести для вычисления. Для выбора отношений тормозных способностей вместо параметра $PDD(10)_x$ рекомендовался $PDD(10)$ для «чистых фотонных пучков» [147, 164]. Проблема в том, что реально не существует «чистых фотонных пучков». Тем не менее, количественное описание качества пучка должно основываться на простом практическом параметре, который точно связан с физикой фотонного взаимодействия (как, например, реальный коэффициент ослабления, который эквивалентен использованию $TPR_{20,10}$). Иначе проблема электронного загрязнения будет нивелировать любые теоретические преимущества в

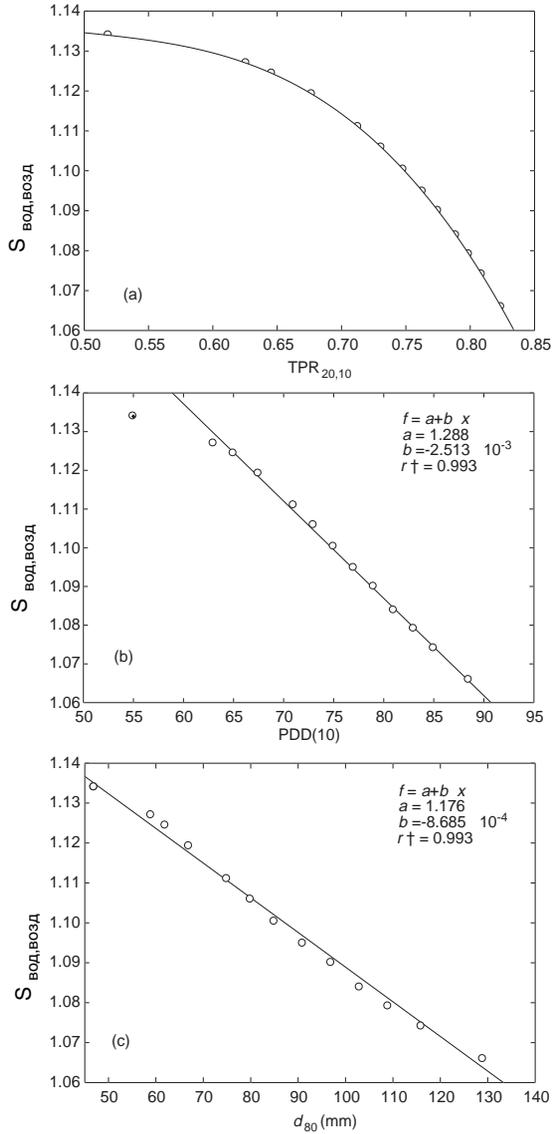


РИС. 25. Отношения тормозных способностей по Спенсеру и Аттиксу ($\Delta=10$ кэВ, $\delta_{МКРЕ/Аишлей}$) как функция различных характеристик качества фотонного пучка: (a) - $TPR_{20,10}$; (b) - $PDD(10)$; (c) - d_{80} . Базовые отношения тормозных способностей получены для $TPR_{20,10}$ из [81], используя кубическую кривую рис. 23. Они были пересчитаны в другие характеристики качества с использованием данных, приведенных в [81]. На рис. (b) точка, соответствующая 2 МВ (кружок с крестом), не использовалась при проведении линейной аппроксимации. Сплошные линии представляют собой зависимость отношения тормозных способностей от характеристик качества пучков согласно данным [81].

простом линейном интерполировании, действительно для большинства практических пучков. В последнем случае трудности, связанные с различием параметров «чистых фотонных пучков» с параметрами, легко измеряемыми в практике, являются основными ограничениями, которые будут обсуждаться ниже. Связанной с этой проблемой, которой уделяется мало внимания при использовании отношения тормозных способностей для вычисления методом Монте-Карло распределения глубинных доз, является статистический шум, который появляется в данных глубинных доз. Рис. 26. иллюстрирует эту ситуацию, которая особенно сказывается в области глубины максимума дозы, z_{max} .

Гистограмма на рисунке соответствует моделированию по методу Монте-Карло DOSRZ/EGS4 [174] при использовании 15 миллионов

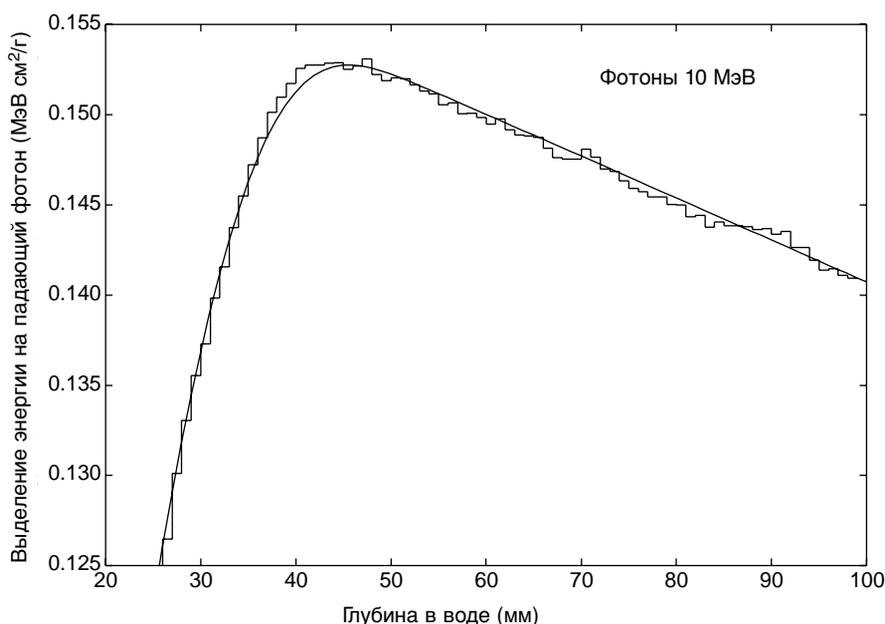


РИС. 26. Сравнение глубинного распределения дозы вдоль центральной оси, полученного методом Монте-Карло для моноэнергетических фотонов с энергией 10 МэВ с использованием методики DOSRZ/EGS4 [174] (гистограмма соответствует 15 миллионам фотонных историй с шагом по глубине 1 мм), со сглаженными расчетными данными энерговыведения (сплошная кривая). График иллюстрирует трудность определения значения дозы в z_{max} и на отдельных глубинах за счет статистического шума метода Монте-Карло. Данные взяты из [144].

событий для моноэнергетических фотонов с энергией 10 МэВ и шагом по глубине 1мм. Показана трудность определения значения дозы в z_{\max} и на отдельных глубинах (для $PDD(10)$ и d_{80}) при статистических шумах данных Монте-Карло. Для сравнения, сплошная линия соответствует сглаженным расчетным данными энерговыделения, что преодолевает эту проблему. Эта процедура использовалась для выявления корреляции между $TPR_{20.10}$ и отношением тормозных способностей, взятых из [144] и показанных на рис. 23.

Линейное соотношение между $PDD(10)_x$ и отношением тормозных способностей для всех типов пучков, даже для тех, которых нет в практической сети, является главным аргументом для использования $PDD(10)_x$ для описания качества фотонного пучка и для минимизации влияния вклада электронного загрязнения. Иметь $PDD(10)_x$ в описании качества пучков было выгодно лишь для некоторых поверочных дозиметрических лабораторий, так как эти лаборатории имеют свои ускорители с показателями близкими к показателям клинических ускорителей, даже если энергия ускорения электронов отличается. К сожалению, практически все экспериментальные сравнения, показывающие «превосходство» $PDD(10)_x$ над $TPR_{20.10}$ сделаны на неклинических ускорителях поверочных дозиметрических лабораторий [171, 175]. В последней публикации [176], где значение k_Q определяется в фотонных пучках поверочных дозиметрических лабораторий, утверждение, заключающееся в «поддержке $PDD(10)$ в качестве лучшего количественного описание качества пучка», делается даже при очень грубой оценке вклада электронного загрязнения в дозу на z_{\max} и коррекции $PDD(10)$ согласно этой оценке. С другой стороны, остальные ведущие лаборатории все-таки имеют клинические пучки или намериваются установить клинические радиационные головки.

Так как все описания качества, основанные на процентном глубинном дозном распределении, подвержены влиянию электронного загрязнения пучка, то пучки с одинаковым фотонным спектром, но с различным загрязнением будут восприниматься как пучки с разным качеством, хотя дозиметрические параметры на глубине (ослабление, отношение тормозных способностей, и т.д.) идентичны. Наиболее тесно это связано с конструкцией радиационной головки, которая, формируя проникающую способность фотонного пучка, является основным источником электронного загрязнения. Для удаления электронного загрязнения должны использоваться «электронные фильтры». В идеале это применение очищающего магнита [84], но это редко достижимо и только некоторые версии “racetrack” микротронов включают такие специальные конструкции. Как уже отмечалось, группой авторов [164, 172] как и в

методике рабочей группы ААРМ TG-51 [51], рекомендуется использование свинцовых фольг. Является неожиданностью то, что рекомендуется такой материал как свинец, хотя давно известно, что свинец сам является добавочным источником электронного загрязнения. Еще на заре радиотерапии возникла проблема защиты кожи от электронов, производимых свинцовым блоком, и МКРЕ (доклады 10b и 10d [90, 177]) рекомендует использование материалов с промежуточным атомным номером, например, медь, железо или латунь, в качестве фильтров, минимизирующих возникновение вторичных электронов.

Если использовать электронные свинцовые фильтры, необходимо установить для конкретных ускорителей и фильтров соотношение между незагрязненными неклиническими фотонными пучками и загрязненными клиническими пучками. Термин «незагрязненные» заслуживает особого внимания, так как свинцовые фильтры, используемые при измерении дозных распределений, порождают новое электронное загрязнение, которое детально не изучено для многих спектров клинических пучков. На сегодняшний день доступен набор эмпирических выражений, полученных для нескольких случаев, требующих нескольких действий и использования большого количества параметров и аппроксимаций. В работе Rogers [147], например, представлено соотношение между $PDD(10)$ и $PDD(10)_x$, основанное только на двух наборах данных измерений. Серия публикаций по этому вопросу [164, 170, 172, 173] базируется на так называемых «стандартных наборах» спектров фотонных пучков, которые содержат только пять типичных клинических пучков (рассчитанных Mohan и др [178]), а другие фотонные пучки ускорителей не моделируются и в качестве исходных в ряде вычислений используются лишь простые электронные спектры. Научный интерес этих вычислений бесспорный, но с практической стороны возникает вопрос, не противоречит ли неопределенность, вносимая на различных шагах вычислений и основной подгонки, гипотетическому преимуществу использования параметров «чистых фотонных пучков».

В связи с этим может возникнуть элементарный вопрос: *если возможно убрать всякое электронное загрязнение на глубине z_{max} , и глубинное дозное распределение может быть измерено с достаточной точностью любым пользователем, то почему глубина максимума дозы z_{max} не рекомендуется для калибровки фотонных пучков, вместо глубины 10 см?* Это бы избавило от пересчета дозы с больших глубин на глубины z_{max} , который используются большинством медицинских физиков для выполнения стандартной дозиметрии в клинике. В этом случае будут необходимы только относительные измерения между

фильтрованными и не фильтрованными пучками, как это делается при относительных измерениях зависимости радиационного выхода от размера поля. Этот вопрос не задавался ни в публикациях, которые рекомендуют $PDD(10)_x$ в качестве характеристики качества пучка [164, 170, 172, 173] ни в [51].

С практической стороны при измерении $PDD(10)_x$ может возникнуть проблема размещения свинцовых фильтров, т.к. изменение расстояние между ними и поверхностью фантома может быть критичным [173]. Так как рассматривается только одна глубина, это количественное описание связано с ошибками в размещении камеры на глубине, хотя возможное влияние на определение поглощенной дозы очень небольшое. Осторожность нужна при измерении $PDD(10)_x$ цилиндрическими камерами из-за положения эффективной точки измерения ионизационной камеры, или необходимости использования коэффициента замещения при измерении на глубине 10 см, а не на глубине максимума дозы. Глубина максимума может различаться для фильтрованного и не фильтрованного излучений, так что точное измерение глубинных доз на глубинах до 10 см должно быть получено для обоих условий, так как, хорошо известно, что оно может изменяться с типом детектора и используемого измерительного прибора. Любые систематические ошибки в измерениях (установка РИП, глубины и т.д.) будут также влиять на измеряемое значение $PDD(10)_x$.

Это практическая проблема и ее влиянием на итоговое определение дозы пренебрегается в большинстве случаев, когда $PDD(10)_x$ рекомендуется как количественное описание качества пучка в [164, 170, 172, 173] так и в [51]. Пользователь поэтому может решить, что это не важно при измерениях $PDD(10)_x$ при тщательном соблюдении рекомендуемых условий. Даже возможное влияние электронного загрязнения минимизируется в этих публикациях до такой степени, что часто в окончательных выводах различием между $PDD(10)_x$ и $PDD(10)$ пренебрегается [164,172]. Пользователь может почувствовать, что нет необходимости использовать электронные фильтры для измерений $PDD(10)_x$, и использовать вместо этого $PDD(10)$ в открытых пучках (или типовое значение приведенное в [81]). Это может быть допустимо для соответствующих чистых пучков, так как допускаемая неопределенность при этом вероятно меньше 0,5 %. Однако, она может иметь определенные негативные последствия для пучков с заметным электронным загрязнением. Риск при использовании упрощенных дозиметрических процедур не следует игнорировать, иначе можно поставить под угрозу успех в разработке новых дозиметрических методик.

III.4. ИТОГОВЫЕ ЗАМЕЧАНИЯ

Основное заключение состоит в том, что не существует описания качества пучка, работающего удовлетворительно во всех возможных условиях, диапазонах энергий фотонов, используемых в радиотерапии, для всех возможных ускорителей, используемых в клинической практике и в поверочных дозиметрических лабораториях.

Большинство современных дозиметрических методик и практических руководств, основанных на калибровке ионизационных камер в единицах поглощенной дозы в воде, используют характеристику качества фотонных пучков $TPR_{20,10}$ [49, 50], и это же количественное описание выбирается в настоящем международном практическом руководстве. В Северной Америке используется методика ААМР TG-51 [51] и, соответственно, используется количественное описание $PDD(10)_x$.

Для пользователей в клинике нет строгого преимущества использования одной характеристики над использованием другой, так как оба набора данных, PDD и TPR (или TMR), доступны для рутинного клинического использования. Однако намного больше практических проблем связано с измерением $PDD(10)_x$ чем с $TPR_{20,10}$ и более неблагоприятные ошибки возникают при использовании $PDD(10)_x$, чем при использовании $TPR_{20,10}$. Окончательный вклад в клиническую дозиметрию фотонных пучков, возникающий из-за использования различных характеристик качества фотонных пучков, сказывается на выбор значения k_Q , и приводит к незначительным (не больше чем 0,5%, а в большинстве случаев оно укладывается в 0,2%) отклонениям в значениях поглощенной дозы в воде в стандартных условиях для большинства клинических пучков. Эти различия значительно меньше, чем совокупная неопределенность от различных факторов и коэффициентов, используемых в фотонной дозиметрии. В добавлении, для поверочных лабораторий использование $PDD(10)_x$ будет требовать различных установок для измерений качества пучков и для калибровки ионизационных камер, что может увеличить стоимость калибровки для пользователя. Изменения, которые не идут на пользу фотонной дозиметрии в клиниках, и имеющие для пользователя так много сложностей с практической точки зрения, не должны быть узаконены.

Приложение IV

ВЫРАЖЕНИЕ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТЕЙ

Оценка неопределённости в настоящем документе следует руководству ИСО [32]. В 1986 г. ИСО сформулировала задачу разработки подробной рекомендации по оценке неопределённости, базирующейся на унифицированном приближении, предложенном МКМВ в Рекомендации *INC-1*. Эти рекомендации были одобрены Международным комитетом мер и весов (МКМВ) [180]. Эта работа имела результатом выпуск в 1993 г. документа ИСО «Руководство по выражению неопределённости при измерениях» (*Guide to the Expression of Uncertainty of Measurement*), первое откорректированное издание которого было опубликовано в 1995 г. [32]. Эти рекомендации в дальнейшем будут детализированы. Настоящее приложение содержит практическое применение рекомендаций ИСО и базируется на выводах, изложенных в документах [17, 33].

IV.1. ОБЩИЕ СООБРАЖЕНИЯ ОТНОСИТЕЛЬНО ПОГРЕШНОСТЕЙ И НЕОПРЕДЕЛЕННОСТЕЙ

В противоположность ранее сложившейся практике, когда термины погрешность (*error*) и неопределённость (*uncertainty*) были взаимозаменяемы, современная идеология, предложенная МКМВ [180], различает эти две концепции. Традиционно, погрешность рассматривалась, как имеющая две составляющие, являющихся случайной и систематической. Согласно современному определению, погрешность есть разность между измеренным значением и истинным значением величины. Если погрешности были точно известны, истинное значение могло быть определено. На практике погрешности, определённые наилучшими возможными методами, позволяли сделать поправки на них. Поэтому, после внесения всех известных поправок, погрешности могут быть далее исключены из рассмотрения (их ожидаемая величина равна нулю), и величины, подлежащие рассмотрению, являются неопределённостями. Погрешность имеет как численную величину, так и знак. В противоположность этому неопределённость, связанная с измерением, является параметром, характеризующим дисперсию величины, «который может являться достаточной характеристикой измеряемой величины». Этот параметр оценивается обычно как стандартное отклонение. Неопределённость, таким образом, не имеет знака и обычно принимается симметричной. Она является мерой точности

наших знаний после того, как устранены все систематические эффекты введением соответствующих поправок.

Неопределённости измерений выражаются как относительные стандартные неопределённости и в свою очередь делятся на тип *A* и тип *B*. Метод определения стандартной неопределённости типа *A* основан на статистическом анализе рядов наблюдений, в то время как метод определения стандартной неопределённости типа *B* основывается на других, не статистических, методах анализа рядов наблюдений.

В традиционных категориях неопределённости было обычным разделение на случайный и систематический вклады. Это, однако, не является обязательным, поскольку эта классификация компонентов вместо анализа метода определения приводит к неопределёностям. Например, случайный компонент неопределённости при одном измерении может явиться систематическим компонентом в другом измерении, в котором результат первого измерения используется в качестве исходного данного.

IV.2. СТАНДАРТНЫЕ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ ТИПА А

В серии из n измерений наблюдаемой величины x_i лучшим приближением к величине x считается средняя арифметическая величина:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (76)$$

Рассеяние n измеренных величин x_i вокруг средней \bar{x} может быть охарактеризовано стандартным отклонением:

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (77)$$

Нас часто интересует стандартное отклонение средней величины, обозначаемое как $s(\bar{x})$. Для него существует общее соотношение:

$$s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) \quad (78)$$

Другой способ оценки $s(\bar{x})$ базируется на привлечении нескольких групп измерений. Если они все одинакового объёма, приведенные формулы также могут использоваться при условии, что x_i есть среднее по группам i , а \bar{x} есть общее среднее (среднее от средних) по n группам. При группах разного объёма необходимо использовать статистические веса. Этот второй способ часто является предпочтительным, однако обычно требует большого числа измерений. Обсуждение того, насколько эти два результата могут отличаться друг от друга, выходит за рамки настоящего приложения.

Стандартная неопределённость типа A , обозначаемая здесь как u_A , отождествляется со стандартным отклонением средней величины:

$$u_A = s(\bar{x}) \quad (79)$$

Очевидно, что эмпирическое определение неопределённости не может дать истинного значения величины. Это по определению только оценка. Это справедливо для обоих типов неопределённостей A и B . Заметим, как это следует из (78), неопределённость измерений типа A всегда уменьшается с увеличением числа n отдельных отсчетов. Если имеется несколько приборов, преимущество должно быть отдано тому, который даёт меньшее рассеяние результатов, т.е. имеет меньшее стандартное отклонение $s(x_i)$, однако на практике возможности такого уменьшения часто ограничены.

В прошлом, неопределённости, связанные со случайными эффектами, часто выражались в виде доверительных интервалов, обычно в виде доверительной вероятности 95%. Это приближение сейчас не используется, поскольку нет статистических оснований для сложения доверительных интервалов.

IV.3. СТАНДАРТНЫЕ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ ТИПА B

Есть много источников неопределённости измерений, которые не могут быть определены повторными измерениями. Они носят название неопределённостей типа B и включают в себя не только неизвестные, хотя и предполагаемые влияющие величины на процесс измерений, но и влияющие величины, о которых мало что известно (давление, температура и т.д.), а также поправочные коэффициенты или физические величины, взятые из литературы и др.

Неопределённости типа B должны быть оценены, т.к. они определяют стандартные отклонения и носят название стандартных

отклонений типа B . Некоторые экспериментаторы утверждают, что могут непосредственно оценить неопределённости этого типа, другие предпочитают использовать в качестве промежуточного этапа установление некоторых ограничений. Часто бывает полезным предположить, что эти неопределённости имеют распределение вероятности, соответствующее легко распознаваемой форме.

Иногда предполагается в целях упрощения, что неопределённости типа B могут быть описаны распределением плотности вероятности прямоугольной формы. Это означает равную вероятность нахождения величины в максимальных пределах от $-M$ до $+M$. Можно показать, что в этом предположении стандартная неопределённость типа B равна:

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{3}} \quad (80)$$

или, если предположить треугольное распределение вероятности в тех же пределах, мы придём к выражению:

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{6}} \quad (81)$$

Другим предположением может быть, что неопределённость типа B имеет приблизительно распределение Гаусса (нормальное). При этом предположении стандартную неопределённость типа B можно получить установив в начале некоторые пределы $\pm L$, а затем разделить этот предел на соответствующее число. Если, например, экспериментатор достаточно уверен в выбранном пределе L , он может ожидать, что это соответствует приблизительно 95% доверительному интервалу. Если же экспериментатор почти уверен, это соответствует 99% доверительному интервалу. Таким образом, стандартная неопределённость типа B может быть получена из следующего соотношения:

$$u_B = \frac{L}{k} \quad (82)$$

где $k = 2$, если экспериментатор достаточно уверен и $k = 3$, если он или она почти уверены в установленном пределе $\pm L$. Эти соотношения исходят из свойств распределения Гаусса и обычно не имеет значения выбирать 2 или 3 в силу приблизительного характера оценок.

Таким образом, не существует жёстких правил определения стандартной неопределённости типа B . Экспериментатор должен

максимально использовать его или её знания и опыт, какой бы метод ни применялся, и обеспечивать оценку того, что можно принять за стандартные отклонения.

IV.4. СУММАРНЫЕ И РАСШИРЕННЫЕ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ

Поскольку для неопределённостей как типа A , так и типа B оценены стандартные отклонения, они суммируются, используя правила суммирования вероятностей (которые являются квадратами стандартных отклонений). Если u_A и u_B стандартные неопределённости типов A и B некоторой величины, стандартной неопределённостью этой величины является:

$$u_c = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (83)$$

Суммарная стандартная неопределённость таким образом имеет характер стандартного отклонения. Если, к тому же, мы предполагаем, что плотность вероятности подчиняется распределению Гаусса, то стандартное отклонение соответствует доверительной вероятности примерно 68%. Часто, однако, представляется желательным умножить суммарную стандартную неопределённость на соответствующий коэффициент, называемый коэффициентом охвата, k , чтобы получить расширенную неопределённость. Значения коэффициентов охвата $k = 2$ или 3 соответствуют доверительной вероятности около 95% или 99%. Приблизительность оценки неопределённости, в особенности типа B , делает сомнительной уверенность в выборе коэффициентов охвата. В любом случае численное значение коэффициента охвата должно быть ясно указано.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma rays in Radiotherapy Procedures, Rep. 24, ICRU, Bethesda, MD (1976).
- [2] BRAHME, A., et al., Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons, *Acta Oncol. Suppl.* **1** (1988).
- [3] MIJNHEER, B.J., BATTERMANN, J.J., WAMBERSIE, A., What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy?, *Radiother. Oncol.* **8** (1987) 237–252.
- [4] MIJNHEER, B.J., BATTERMANN, J.J., WAMBERSIE, A., Reply to precision and accuracy in radiotherapy, *Radiother. Oncol.* **14** (1989) 163–167.
- [5] WAMBERSIE, A., VAN DAM, J., HANKS, G., MIJNHEER, B.J., BATTERMANN, J.J., “What accuracy is needed in dosimetry?”, *Radiation Dose in Radiotherapy from Prescription to Delivery (Proc. Seminar Leuven, 1991)*, IAEA-TECDOC-734, Vienna (1991) 11–35.
- [6] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, Quantities and Units — Part 0: General Principles, International Standard 31-0, ISO, Geneva (1992).
- [7] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment. Dosimeters with Ionization Chambers as used in Radiotherapy, Standard IEC-60731, IEC, Geneva (1997).
- [8] NORDIC ASSOCIATION OF CLINICAL PHYSICS, Procedures in external radiation therapy dosimetry with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 MeV, *Acta Radiol. Oncol.* **19** (1980) 55–79.
- [9] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Task Group 21: A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams, *Med. Phys.* **10** (1983) 741–771.
- [10] HOSPITAL PHYSICISTS' ASSOCIATION, Revised Code of Practice for the dosimetry of 2 to 25 MV X ray, and of ^{137}Cs and ^{60}Co gamma-ray beams, *Phys. Med. Biol.* **28** (1983) 1097–1104.
- [11] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Radiation Dosimetry: Electron Beams with Energies Between 1 and 50 MeV, Rep. 35, ICRU, Bethesda, MD (1984).
- [12] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FISICA MEDICA, Procedimientos Recomendados para la Dosimetría de Fotones y Electrones de Energías Comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en Radioterapia de Haces Externos, Rep. 84-1, SEFM, Madrid (1984).
- [13] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FISICA MEDICA, Suplemento al Documento 84-1: Procedimientos Recomendados para la Dosimetría de Fotones y Electrones de Energías Comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en Radioterapia de Haces Externos, Rep. 87-1, SEFM, Madrid (1987).
- [14] NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR STRALINGSDOSIMETRIE, Code of Practice for the Dosimetry of High-Energy Photons Beams, Rep. NCS-2, NCS, Delft (1986).
- [15] NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR STRALINGSDOSIMETRIE, Code of Practice for the Dosimetry of High-Energy Electron Beams, Rep. NCS-5, NCS, Delft (1989).

- [16] SWISS SOCIETY OF RADIATION BIOLOGY AND RADIATION PHYSICS, Dosimetry of High Energy Photon and Electron Beams: Recommendations, (GARAVAGLIA, G., Ed.), Ospedale San Giovanni, Bellinzona, Switzerland (1986).
- [17] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 277 (2nd edn in 1997), IAEA, Vienna (1987).
- [18] COMITE FRANCAIS MESURE DES RAYONNEMENTS IONISANTS, Recommandations pour la Mesure de la Dose Absorbée en Radiothérapie dans les Faisceaux de Photons et d'Electrons d'Energie Comprise entre 1 MeV et 50 MeV, Rapport No. 2, CFMRI, Chiron (1987).
- [19] ASSOCIAZIONE ITALIANA DI FISICA BIOMEDICA, Protocollo per la dosimetria di base nella radioterapia con fasci di fotoni ed elettroni con E_{\max} fra 1 e 40 MeV, Fis. Biomedica **VI** 2 (1988).
- [20] ANDREO, P., Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high-energy photon beams, Phys. Med. Biol. **37** (1992) 2189–2211.
- [21] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, The Use of Plane-parallel Ionization Chambers in High-energy Electron and Photon Beams. An International Code of Practice for Dosimetry, Technical Reports Series No. 381, IAEA, Vienna (1997).
- [22] ANDREO, P., Uncertainties in dosimetric data and beam calibration, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. **19** (1990) 1233–1247.
- [23] THWAITES, D.I., “Uncertainties at the end point of the basic dosimetry chain”, Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1993) 239–255.
- [24] REICH, H., Choice of the measuring quantity for therapy-level dosimeters, Phys. Med. Biol. **24** (1979) 895–900.
- [25] COMITE CONSULTATIF DES LES ETALONS DE MESURE DES RAYONNEMENTS IONISANTS (SECTION I), Report to the Comite International des Poids et Mesures, 9th Meeting CCEMRI(I) (HARGRAVE, N.J., Rapporteur), Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (1988).
- [26] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Clinical Neutron Dosimetry, Part I: Determination of Absorbed Dose in a Patient Treated by External Beams of Fast Neutrons, Report 45, ICRU, Bethesda, MD (1989).
- [27] HOHLFELD, K., “The standard DIN 6800: Procedures for absorbed dose determination in radiology by the ionization method”, Dosimetry in Radiotherapy (Proc. Symp. Vienna, 1987), Vol. 1, IAEA, Vienna (1988) 13–22.
- [28] ROGERS, D.W.O., The advantages of absorbed-dose calibration factors, Med. Phys. **19** (1992) 1227–1239.
- [29] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Dosimetry of High-Energy Photon Beams based on Standards of Absorbed Dose to Water, Report 64, ICRU, Bethesda, MD (in press).
- [30] BOUTILLON, M., PERROCHE, A.M., Determination of calibration factors in terms of air kerma and absorbed dose to water in the Co-60 gamma rays, IAEA SSDL Newsl. **32** (1993) 3–13.

- [31] BIELAJEW, A.F., ROGERS, D.W.O., Implications of new correction factors on primary air kerma standards in ^{60}Co beams, *Phys. Med. Biol.* **37** (1992) 1283–1291.
- [32] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement, 2nd edn, Geneva (1995).
- [33] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Calibration of Dosimeters used in Radiotherapy, Technical Reports Series No. 374, IAEA, Vienna (1994).
- [34] BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES, The International System of Units (SI), BIPM, Sèvres (1998).
- [35] ORGANISATION INTERNATIONALE DE METROLOGIE LEGALE, Secondary Standard Dosimetry Laboratories for the Calibration of Dosimeters used in Radiotherapy, Document OIML D-21, OIML, Paris (1990).
- [36] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, A Charter for the SSDLs, IAEA, Vienna (1999).
- [37] BOUTILLON, M., PERROCHE, A.M., Ionometric determination of absorbed dose to water for ^{60}Co gamma rays, *Phys. Med. Biol.* **38** (1993) 439–454.
- [38] DOMEN, S.R., LAMPERTI, P.J., Heat-loss-compensated calorimeter: Theory, design and performance, *J. Res. Nat. Bur. Stand. A Phys. Chem.* **78A** (1974) 595–610.
- [39] PRUITT, J.S., DOMEN, S.R., LOEVINGER, R., The graphite calorimeter as a standard of absorbed dose for ^{60}Co gamma radiation, *J. Res. Nat. Bur. Stand.* (1981) 495–502.
- [40] GUERRA, A.S., LAITANO, R.F., PIMPINELLA, M., Characteristics of the absorbed dose to water standard at ENEA, *Phys. Med. Biol.* **41** (1996) 657–674.
- [41] DOMEN, S.R., A sealed water calorimeter for measuring absorbed dose, *J. Res. Nat. Inst. Stand. Technol. (US)* **99** (1994) 121–141.
- [42] KLASSEN, N.V., ROSS, C.K., Water calorimetry: The heat effect, *J. Res. Nat. Inst. Stand. Technol. (US)* 102 (1997) 63–74.
- [43] SHORTT, K.R., KLASSEN, N.V., ROSS, C.K., SMITH, G.D., Ferrous sulphate dosimetry and its role in establishing an absorbed dose to water standard for the National Research Council of Canada, Workshop on Water Calorimetry, Rep. NRC-29637 (ROSS, C.K., KLASSEN, N.V., Eds), National Research Council of Canada, Ottawa, (1988) 121–126.
- [44] FEIST, H., Determination of the absorbed dose to water for high-energy photons and electrons by total absorption of electrons in ferrous sulfate-solution, *Phys. Med. Biol.* **27** (1982) 1435.
- [45] BOHM, J., HOHLFELD, K., REICH, H., “A primary standard for determination of absorbed dose in water for X rays generated at potentials of 7.5 to 30 kV”, National and International Standardization of Radiation Dosimetry (Proc. Symp. Atlanta, 1977), Vol. 1, IAEA, Vienna (1978) 53–63.
- [46] BOUTILLON, M., COURSEY, B.M., HOHLFELD, K., OWEN, B., ROGERS, D.W.O., “Comparison of primary water absorbed dose standards”, Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1994) 95–111.
- [47] BOUTILLON, M., ANDREO, P., Some Thoughts on the Dissemination of $N_{D,w}$ Calibration Factors in ^{60}Co Gamma Radiation, Rep. CCEMRI(I)/97-1, Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (1997).
- [48] ALLISY-ROBERTS, P.J., BURNS, D.T., Comparisons and Calibrations at the BIPM, Rep. CCRI(I)/99-1, Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (1999).

- [49] INSTITUTE OF PHYSICAL SCIENCES IN MEDICINE, Code of practice for high-energy photon therapy dosimetry based on the NPL absorbed dose calibration service, *Phys. Med. Biol.* **35** (1990) 1355–1360.
- [50] DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG, Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung, Teil 2: Ionisationsdosimetrie, Deutsche Norm DIN 6800-2, DIN, Berlin (1997).
- [51] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Task Group 51: Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, *Med. Phys.* **26** (1999) 1847–1870.
- [52] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, International Vocabulary of Basic and General Terms in Metrology, ISO, Geneva (1993).
- [53] ANDREO, P., The status of high-energy photon and electron beam dosimetry five years after the publication of the IAEA Code of Practice in the Nordic countries, *Acta Oncol.* **32** (1993) 483–500.
- [54] MEDIN, J., et al., Ionisation chamber dosimetry of proton beams using cylindrical and plane-parallel chambers. N_w versus N_k ion chamber calibrations, *Phys. Med. Biol.* **40** (1995) 1161–1176.
- [55] SVENSSON, H., BRAHME, A., “Recent advances in electron and photon dosimetry”, *Radiation Dosimetry, Physical and Biological Aspects* (ORTON, C.G., Ed.), Plenum Press, New York (1986) 87–170.
- [56] ROOS, M., HOHLFELD, K., “Status of the primary standard of water absorbed dose for high energy photon and electron radiation at the PTB”, *Measurement Assurance in Dosimetry* (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1994) 25–33.
- [57] BURNS, J.E., Absorbed-dose calibrations in high-energy photon beams at the National Physical Laboratory: Conversion procedure, *Phys. Med. Biol.* **39** (1994) 1555–1575.
- [58] ROSSER, K.E., et al., “The NPL absorbed dose to water calibration service for high energy service photons”, *Measurement Assurance in Dosimetry* (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1994) 73–81.
- [59] ROGERS, D.W.O., ROSS, C.K., SHORTT, K.R., KLASSEN, N.V., BIELAJEW, A.F., “Towards a dosimetry system based on absorbed dose standards”, *ibid.*, 565–580
- [60] SHARPE, P., Progress Report on Radiation Dosimetry at NPL, Rep. CCRI(I)/99-20, Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (1999).
- [61] MIJNHEER, B.J., Variations in response to radiation of a nylon-walled ionization chamber induced by humidity changes, *Med. Phys.* **12** (1985) 625–626.
- [62] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement, Rep. 44, ICRU, Bethesda, MD (1989).
- [63] AGOSTINELLI, A.G., SMOLEN, S.D., NATH, R., A new water-equivalent plastic for dosimetry calibration, *Med. Phys.* **19** (1992) 774.
- [64] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Stopping Powers for Electrons and Positrons, Rep. 37, ICRU, Bethesda, MD (1984).
- [65] TELLO, V.M., TAILOR, R.C., HANSON, W.F., How water equivalent are water-equivalent plastics for output calibration of photon and electron beams?, *Med. Phys.* **22** (1995) 1177–1189.

- [66] THWAITES, D.I., Charge storage effect on dose in insulating phantoms irradiated with electrons, *Phys. Med. Biol.* **29** (1984) 1153.
- [67] HANSON, W.F., ARNOLD, D.J., SHALEK, R.J., HUMPHRIES, L.J., Contamination of ionization chambers by talcum powder, *Med. Phys.* **15** (1988) 776–777.
- [68] COMITE CONSULTATIF DES LES ETALONS DE MESURE DES RAYONNEMENTS IONISANTS (SECTION I), Correction d'Humidité, CCEMRI(I) R(I)-30, Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (1977).
- [69] NISBET, A., THWAITES, D.I., Polarity and ion recombination correction factors for ionization chambers employed in electron beam dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 435–443.
- [70] BOAG, J.W., Ionization measurements at very high intensities. I. Pulsed radiation beams, *Brit. J. Radiol.* **23** (1950) 601.
- [71] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Manual of Dosimetry in Radiotherapy, Technical Reports Series No. 110, IAEA, Vienna (1970).
- [72] BOAG, J.W., CURRANT, J., Current collection and ionic recombination in small cylindrical ionization chambers exposed to pulsed radiation, *Brit. J. Radiol.* **53** (1980) 471.
- [73] WEINHOUS, M.S., MELI, J.A., Determining Pion, the correction factor for recombination losses in an ionization chamber, *Med. Phys.* **11** (1984) 846–849.
- [74] BURNS, D.T., MCEWEN, M.R., Ion recombination corrections for the NACP parallel plate chamber in a pulsed electron beam, *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 2033–2045.
- [75] DERIKUM, K., ROOS, M., Measurement of saturation correction factors of thimble-type ionization chambers in pulsed photon beams, *Phys. Med. Biol.* **38** (1993) 755–763.
- [76] BURNS, J.E., BURNS, D.T., Comments on ion recombination corrections for plane-parallel and thimble chambers in electron and photon radiation, *Phys. Med. Biol.* **38** (1993) 1986–1988.
- [77] EUROPEAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Monitor Unit Calculation for High Energy Photon Beams, ESTRO Booklet No. 3 (Physics for Clinical Radiotherapy), Garant, Leuven (1997).
- [78] ANDREO, P., BRAHME, A., Stopping power data for high energy photon beams, *Phys. Med. Biol.* **31** (1986) 839–858.
- [79] FOLLOWILL, D.S., TAILOR, R.C., TELLO, V.M., HANSON, W.F., An empirical relationship for determining photon beam quality in TG-21 from a ratio of percent depth doses, *Med. Phys.* **25** (1998) 1202–1205.
- [80] ANDREO, P., NAHUM, A.E., BRAHME, A., Chamber-dependent wall correction factors in dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **31** (1986) 1189–1199.
- [81] Central axis depth dose data for use in radiotherapy, *Brit. J. Radiol. Supplement No. 25* (1996).
- [82] BRAHME, A., SVENSSON, H., Radiation beam characteristics of a 22 MeV microtron, *Acta Radiol. Oncol.* **18** (1979) 244–272.
- [83] GREENING, J.R., Fundamentals of Radiation Dosimetry, Medical Physics Handbooks, Adam Hilger, Bristol (1981).
- [84] BRAHME, A., ANDREO, P., Dosimetry and quality specification of high energy photon beams, *Acta Radiol. Oncol.* **25** (1986) 213–223.

- [85] ANDREO, P., On the beam quality specification of high-energy photons for radiotherapy dosimetry, *Med. Phys.* **27** (2000) 434–440.
- [86] BURNS, J.E., DALE, J.W.G., Conversion of Absorbed Dose Calibration from Graphite into Water, Report RSA(EXT) 7, National Physical Laboratory, Teddington, (1990).
- [87] “Central axis depth dose data for use in radiotherapy”, *Brit. J. Radiol. Supplement* No. 17 (1983).
- [88] BOAS, J.F., et al., A comparison of absorbed dose standards for Co-60 and megavoltage photon radiations, (in preparation).
- [89] SHORTT, K.R., et al., A comparison of absorbed dose standards for high-energy X rays, *Phys. Med. Biol.* **38** (1993) 1937–1955.
- [90] JOHNS, H.E., CUNNINGHAM, J.R., *The Physics of Radiology*, Thomas, Springfield, IL (1983).
- [91] BURNS, D.T., DING, G.X., ROGERS, D.W.O., R_{50} as a beam quality specifier for selecting stopping-power ratios and reference depths for electron dosimetry, *Med. Phys.* **23** (1996) 383–388.
- [92] DING, G.X., ROGERS, D.W.O., MACKIE, T.R., Calculation of stopping-power ratios using realistic clinical electron beams, *Med. Phys.* **22** (1995) 489–501.
- [93] FERNANDEZ-VAREA, J.M., ANDREO, P., TABATA, T., Detour factors in water and plastic phantoms and their use for range and depth-dose scaling in electron beam dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **41** (1996) 1119–1139.
- [94] TABATA, T., ANDREO, P., Semiempirical formulas for the detour factor of 1 to 50 MeV electrons in condensed materials, *Radiat. Phys. Chem.* **53** (1998) 353–360.
- [95] NISBET, A., THWAITES, D.I., An evaluation of epoxy resin phantom materials for electron dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 1523–1528.
- [96] INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY, The IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for X rays below 300 kV generating potential (0.035 mm Al–4 mm Cu; 10–300 kV generating potential), *Phys. Med. Biol.* **41** (1996) 2605–2625.
- [97] NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR STRALINGSDOSIMETRIE, Dosimetry of Low and Medium Energy X rays, a Code of Practice for Use in Radiotherapy and Radiobiology, Rep. NCS-10, NCS Delft (1997).
- [98] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Physical Aspects of Irradiation, Rep. 10b, ICRU, Bethesda, MD (1962).
- [99] SEUNTJENS, J., THIERENS, H., VAN DER PLAETSEN, A., SEGAERT, O., Conversion factor f for X ray beam qualities, specified by peak tube potential and HVL value, *Phys. Med. Biol.* **32** (1987) 595–603.
- [100] KLEVENHAGEN, S.C., THWAITES, D.I., “Kilovoltage X rays”, *Radiotherapy Physics in Practice* (WILLIAMS, J.R., THWAITES, D.I., Eds), Oxford University Press, Oxford (1993) 95–112.
- [101] HAVERCROFT, J.M., KLEVENHAGEN, S.C., Ion recombination corrections for plane-parallel and thimble chambers in electron and photon radiation, *Phys. Med. Biol.* **38** (1993) 25–38.

- [102] ROSSER, K.E., An alternative beam quality index for medium-energy X ray dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 587–598.
- [103] MA, C.M., NAHUM, A.E., Bragg–Gray theory and ion chamber dosimetry for photon beams, *Phys. Med. Biol.* **36** (1991) 413–428.
- [104] SEUNTJENS, J.P., VERHAEGEN, F., Dependence of overall correction factor of a cylindrical ionization chamber on field size and depth in medium-energy X ray beams, *Med. Phys.* **23** (1996) 1789–1796.
- [105] LI, X.A., MA, C.-M., SALHANI, D., Measurement of percentage depth dose and lateral beam profile for kilovoltage X ray therapy beams, *Phys. Med. Biol.* **42** (1997) 2561–2568.
- [106] MA, C.-M., LI, X.A., SEUNTJENS, J., Consistency study on kilovoltage X ray beam dosimetry for radiotherapy, *Med. Phys.* **25** (1998) 2376–2384.
- [107] PEDRONI, E., et al., The 200 MeV proton therapy project at the Paul Scherrer Institute: Conceptual design and practical realization, *Med. Phys.* **22** (1995) 37–53.
- [108] KOEHLER, A.M., Dosimetry of proton beams using small diodes, *Radiat. Res. Suppl.* **7** (1967) 53.
- [109] KANAI, T., et al., Spot scanning system for proton radiotherapy, *Med. Phys.* **7** (1980) 365.
- [110] JONES, D.T.L., Development of a horizontal proton beam facility, Annual Report NAC/AR/91, National Accelerator Centre, Cape Town (1991).
- [111] VERHEY, L., et al., The determination of the absorbed dose in a proton beam for purposes of charged-particle radiation therapy, *Radiat. Res.* **79** (1979) 34–54.
- [112] VYNCKIER, S., MEULDERS, J.P., ROBERT, P., WAMBERSIE, A., The proton therapy program at the cyclotron Cyclone of Louvain-la-Neuve (first dosimetric results), *J. Eur. Radiother.* **5** (1984) 245–247.
- [113] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Task Group 20: Protocol for Heavy Charged-particle Therapy Beam Dosimetry, Rep. 16, AAPM, New York (1986).
- [114] VYNCKIER, S., BONNETT, D.E., JONES, D.T.L., Code of practice for clinical proton dosimetry, *Radiother. Oncol.* **20** (1991) 53–63.
- [115] VYNCKIER, S., BONNETT, D.E., JONES, D.T.L., Supplement to the code of practice for clinical proton dosimetry, *Radiother. Oncol.* **32** (1994) 174–179.
- [116] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Clinical proton dosimetry, Part I: Beam Production, Beam Delivery and Measurement of Absorbed Dose, Rep. 59, ICRU, Bethesda, MD (1999).
- [117] PALMANS, H., VERHAEGEN, F., Effects of fluence perturbation on cavity dose response in clinical proton beams (Monte Carlo study), *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 65–89.
- [118] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Stopping Powers and Ranges for Protons and Alpha Particles, Rep. 49, ICRU, Bethesda, MD (1993).
- [119] LYMAN, J.T., “Computer modelling of heavy charged particle beams”, Pion and Heavy Ion Radiotherapy: Pre-Clinical and Clinical Studies, Elsevier North–Holland, Amsterdam (1983) 139–147.

- [120] KANAI, T., et al., Radiation of mixed beam and design of spread-out Bragg peak for heavy-ion radiotherapy, *Radiat. Res.* **147** (1997) 78–85.
- [121] KANAI, T., et al., Biophysical characteristics of HIMAC clinical irradiation system for heavy-ion radiation therapy, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **44** (1999) 201–210.
- [122] BROERSE, J.J., LYMAN, L.T., ZOETELIEF, J., “Dosimetry of external beams of nuclear particles”, *The Dosimetry of Ionizing Radiation* (KASE, K.R., BJANGARD, B.E., ATTIX, F.H., Eds), Vol.1, Academic Press, New York (1987) 229–290.
- [123] HARTMANN, G.H., JAKEL, O., HEEG, P., KARGER, C.P., KRIESSBACH, A., Determination of water absorbed dose in a carbon ion beam using thimble ionization chambers, *Phys. Med. Biol.* **44** (1999) 1193–1206.
- [124] FUKUMURA, A., et al., Carbon beam dosimetry intercomparison at HIMAC, *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 3459–3463.
- [125] LLACER, J., TOBIAS, C.A., HOLLEY, W.R., KANAI, T., On-line characterization of heavy-ion beams with semiconductor detectors, *Med. Phys.* **11** (1984) 266–278.
- [126] SCHALL, I., et al., Charge-changing nuclear reactions of relativistic light-ion beams ($5 < Z < 10$) passing through thick absorbers, *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res.* **B117** (1996) 221–234.
- [127] MATSUFUJI, N., et al., “Energy distribution of projectile fragment particles in heavy ion therapeutic beam”, *Nuclear Data (Proc. Symp. Ibaraki, 1997)*, Rep. JAERI-CONF 98-003 (1998) 101–106.
- [128] BOAG, J.W., “Ionization chambers”, *The Dosimetry of Ionizing Radiation* (KASE, K.R., BJANGARD, B.E., ATTIX, F.H., Eds), Vol. 2, Academic Press, New York (1987) 169–243.
- [129] NIATEL, M.T., PERROCHE-ROUX, A.M., BOUTILLON, M., Two determinations of W for electrons in dry air, *Phys. Med. Biol.* **30** (1985) 67–75.
- [130] COMITE CONSULTATIF DES LES ETALONS DE MESURE DES RAYONNEMENTS IONISANTS (SECTION I), Effect of a Change of Stopping-power Values on the W Values Recommended by ICRU for Electrons in Dry Air, CCEMRI(I)/85-8, Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (1985).
- [131] BOUTILLON, M., PERROCHE-ROUX, A.M., Re-evaluation of the W for electrons in dry air, *Phys. Med. Biol.* **32** (1987) 213–219.
- [132] JOHANSSON, K.A., MATTSSON, L.O., LINDBORG, L., SVENSSON, H., “Absorbed-dose determination with ionization chambers in electron and photon beams having energies between 1 and 50 MeV”, *National and International Standardization of Radiation Dosimetry (Proc. Symp. Atlanta, 1977)*, Vol. 2, IAEA, Vienna (1978) 243–270.
- [133] ALMOND, P.R., SVENSSON, H., Ionization chamber dosimetry for photon and electron beams Theoretical considerations, *Acta Radiol. Ther. Phys. Biol.* **16** (1977) 177.
- [134] GILLIN, M.T., KLINE, R.W., NIROOMAND-RAD, A., GRIMM, D.F., The effect of thickness of the waterproofing sheath on the calibration of photon and electron beams, *Med. Phys.* **12** (1985) 234–236.
- [135] HANSON, W.F., DOMINGUEZ-TINOCO, J.A., Effects of plastic protective caps on the calibration of therapy beams in water, *Med. Phys.* **12** (1985) 243–248.
- [136] LEMPERS, G.D., NATH, R., SCHULZ, R.J., Fraction of ionization from electrons arising in the wall of an ionization chamber, *Med. Phys.* **10** (1983) 1–3.

- [137] NAHUM, A.E., Perturbation Effects in Dosimetry, Rep. ICR-PHYS-1/94, Joint Department of Physics, Institute of Cancer Research and Royal Marsden Hospital, Surrey (1994).
- [138] KOSUNEN, A., JARVINEN, H., SIPILA, P., "Optimum calibration of NACP type plane parallel ionization chambers for absorbed dose determination in low energy electron beams", Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1994) 505–513.
- [139] ROGERS, D.W.O., Calibration of parallel-plate chambers: Resolution of several problems by using Monte Carlo calculations, *Med. Phys.* **19** (1992) 889–899.
- [140] MA, C.M., NAHUM, A.E., Effect of the size and composition of the central electrode on the response of cylindrical ionisation chambers in high-energy photon and electron beams, *Phys. Med. Biol.* **38** (1993) 267–290.
- [141] PALM, A., MATTSSON, O., Experimental study on the influence of the central electrode in Farmer-type ionization chambers, *Phys. Med. Biol.* **44** (1999) 1299–1308.
- [142] MATTSSON, L.O., Application of the Water Calorimeter, Fricke Dosimeter and Ionization Chamber in Clinical Dosimetry, Doctoral Thesis, Univ. of Gothenburg (1984).
- [143] ANDREO, P., Dosimetry of High-energy Photon Beams. Present Status and Future Prospects for the Data Used in Ionization Chamber Dosimetry, Rep. RI 1991-03, Radiation Physics Department, Univ. of Stockholm (1991).
- [144] ANDREO, P., "Improved calculations of stopping-power ratios and their correlation with the quality of therapeutic photon beams", Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1994) 335–359.
- [145] SEUNTJENS, J.P., ROSS, C.K., SHORTT, K.R., ROGERS, D.W.O., Absorbed-dose beam quality conversion factors for cylindrical chambers in high-energy photon beams, *Med. Phys.* **27** (2000) 2763–2779.
- [146] HARDER, D., "Energiespektren schneller Elektronen in verschiedenen Tiefen", High Energy Electrons (Proc. Symp. Berlin, 1964), Springer-Verlag, Berlin (1965) 26–33.
- [147] ROGERS, D.W.O., "Fundamentals of dosimetry based on absorbed-dose standards", Teletherapy Physics, Present and Future (Palta, J.R., Mackie, T.R., Eds), Association of American Physicists in Medicine, Washington, DC (1996) 319–356.
- [148] HUQ, M.S., YUE, N., SUNTHARALINGAM, N., Experimental determination of fluence correction factors at depths beyond d_{\max} for a Farmer type cylindrical ionization chamber in clinical electron beams, *Med. Phys.* **24** (1997) 1609–1613.
- [149] WILLIAMS, A.J., MCEWEN, M.R., DUSAUTOY, A.R., A Calculation of the Water to Graphite Perturbation Factor Ratios for the NACP Type 02 Ionisation Chamber using Monte Carlo Techniques, Report CIRM 13, National Physical Laboratory, Teddington (1998).
- [150] MATTSSON, L.O., JOHANSSON, K.A., SVENSSON, H., Calibration and use of plane-parallel ionization chambers for the determination of absorbed dose in electron beams, *Acta Radiol. Oncol.* **20** (1981) 385.
- [151] MEDIN, J., ANDREO, P., PETRA: A Monte Carlo Code for the Simulation of Proton and Electron Transport in Water, Rep. MSF 1997-01, Radiation Physics Department, Univ. of Stockholm (1997).

- [152] MEDIN, J., ANDREO, P., Monte Carlo calculated stopping-power ratios water/air for clinical proton dosimetry (50–250 MeV), *Phys. Med. Biol.* **42** (1997) 89–105.
- [153] MULLER, J.W., Possible Advantages of a Robust Evaluation of Comparisons, Rep. BIPM-95/2, Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (1995).
- [154] MÜLLER, J.W., Work Carried out for the Development of this Code of Practice, BIPM, Sèvres (1999). See also “Weighted medians”, Rep. BIPM-2000/6, Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (2000).
- [155] PRESS, W.H., FLANNERY, B.P., TEUKOLSKY, S.A., VETTERLING, W.T., *Numerical Recipes. The Art of Scientific Computing*, Cambridge University Press, New York (1986).
- [156] PALMANS, H., VERHAEGEN, F., DENIS, J.-M., VYNCKIER, S., THIERENS, H., Experimental study of perturbation correction factors for ionization chambers in a 75 MeV clinical proton beam, *Radiother. Oncol.* **51** Suppl. 1 (1999) S39.
- [157] SALAMON, M.H., A Range-energy Program for Relativistic Heavy Ions in the Region $1 < E < 3000$ MeV/amu, Rep. 10446, Lawrence Berkeley Laboratories, Berkeley, CA (1980).
- [158] HIRAOKA, T., BICHSEL, H., Stopping powers and ranges for heavy ions, *Jpn. J. Med. Phys.* **15** (1995) 91–100.
- [159] KANAI, T., et al., Dosimetry and measured differential w value of air for heavy ions, *Radiat. Res.* **135** (1993) 293–291.
- [160] HIRAOKA, T., KAWASHIMA, K., HOSHINO, K., FUKUMURA, A., Estimation of w -value for particle beams in several gases, *Jpn. Radiol. Phys.* **9** (1989) 143–152.
- [161] STEPHENS, L.D., THOMAS, R.H., KELLY, L.S., A measurement of the average energy required to create an ion pair in nitrogen by 250 MeV/amu C⁶⁺ ions, *Phys. Med. Biol.* **21** (1976) 570–576.
- [162] THOMAS, R.H., LYMAN, J.T., DE CASTRO, T.M., A measurement of the average energy required to create an ion pair in nitrogen by high-energy ions, *Radiat. Res.* **82** (1980) 1–12.
- [163] SCHIMMERLING, W., et al., “Measurements of W for high energy heavy ions”, *Microdosimetry* (Proc. 8th Symp. Jülich, Germany) (1982) 311–321.
- [164] KOSUNEN, A., ROGERS, D.W.O., Beam quality specification for photon beam dosimetry, *Med. Phys.* **20** (1993) 1181–1188.
- [165] NORDIC ASSOCIATION OF CLINICAL PHYSICS, Procedures in radiation therapy dosimetry with 5 to 50 MeV electrons and roentgen and gamma rays with maximum photon energies between 1 and 50 MeV, *Acta Radiol. Ther. Phys. Biol.* **11** (1972) 603–624.
- [166] Central axis depth dose data for use in Radiotherapy, *Brit. J. Radiol. Supplement No. 11* (1972).
- [167] LARIVIERE, P.D., The quality of high-energy X ray beams, *Brit. J. Radiol.* **62** (1989) 473–481.
- [168] HANSON, W.F., KENNEDY, P., Best Fit Published Depth-dose Data and RPC Measured Output Factors and In-air Off-axis Factors, Internal Rep. RPC-TX-1992, Radiological Physics Center, Houston (1992).

- [169] ANDREO, P., “Current status and future trends of the dosimetry of high-energy photon and electron beams”, VII Congreso Nacional de Física Médica, Sociedad Española de Física Médica (Proc. Symp. Oviedo, Spain), Sociedad Española de Física Médica (1989) 11–43.
- [170] ROGERS, D.W.O., YANG, C.L., Corrected relationship between $\%dd(10)_x$ and stopping-power ratios, *Med. Phys.* **26** (1999) 538–540.
- [171] ROSS, C.K., SHORTT, K.R., ROGERS, D.W.O., DELAUNAY, F., “A test of $TPR_{20,10}$ as a beam quality specifier for high energy photon beams”, Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1994)
- [172] LI, X.A., ROGERS, D.W.O., Reducing electron contamination for photon-beam-quality specification, *Med. Phys.* **21** (1994) 791–798.
- [173] ROGERS, D.W.O., Correcting for electron contamination at dose maximum in photon beams, *Med. Phys.* **26** (1999) 533–537.
- [174] NELSON, W.R., HIRAYAMA, H., ROGERS, D.W.O., The EGS4 Code System, SLAC-265, Stanford Linear Accelerator Center, Stanford, CA (1985).
- [175] SEUNTJENS, J.P., SHORT, K.R., ROSS, C.K., MA, C.M., ROGERS, D.W.O., Measurements of beam quality correction factors k_Q for cylindrical ionisation chambers in high energy photon beams, *Med. Phys.* **23** (1996) 1071.
- [176] PALMANS, H., MONDELAERS, W., THIERENS, H., Absorbed dose beam quality correction factors k_Q for the NE 2571 chamber in a 5 MV and a 10 MV photon beam, *Phys. Med. Biol.* **44** (1999) 647–663.
- [177] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Clinical Dosimetry, Rep. 10d, ICRU, Bethesda, MD (1962).
- [178] MOHAN, R., CHUI, C., LIDOFKY, L., Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators, *Med. Phys.* **12** (1985) 592–597.
- [179] HUQ, M.S., HOSSAIN, M., ANDREO, P., A comparison of the AAPM TG51 protocol and the IAEA absorbed-dose-to-water based Code of Practice for dosimetry calibration of high energy photon beams, *Med. Phys.* **26** (1999) 1153.
- [180] COMITE INTERNATIONAL DES POIDS ET MEASURES, Rapport du Groupe de Travail sur l’expression des incertitudes au Comité International des Poids et Mesures, Procés-Verbaux **49** (1981) A1–A12.

УЧАСТНИКИ РАЗРАБОТКИ

Andreo, P.	МАГАТЭ
Burns, D.T.	МБМВ, Франция
Hohlfeld, K.	Физико-технический институт, Германия
Huq, M.S.	Университет Томаса Джефферсона, Киммель онкологический центр Медицинского колледжа Джефферсона, США
Kanai, T.	Национальный институт радиологических исследований
Laitano, F.	Национальный институт метрологии ионизирующих излучений, Италия
Smythe, V.G.	Национальная радиационная лаборатория, Новая Зеландия
Vynckier, S.	Католический университет в Лувере, Клиника Университета Св.Луки, Бельгия

Организации, поддерживающие настоящие практические рекомендации, признают полезными предложения и критику, поступившие от

Allisy-Roberts, P.	МБМВ
Belletti, S.	Италия
Bjerke, H.	Норвегия
Boas, J.F.	Австралия
Bridier, A.	Франция
Brosed, A.	Испания
Bucciolini, M.	Италия
Burns, J.E.	Великобритания
Chavaudra, J.	Франция
Delaunay, F.	Франция
DeWerd, L.A.	США
Duane, S.	Великобритания
DuSautoy, A.	Великобритания
Ferreira, I.	Франция
Ginestet, C.	Франция

Grindborg, J.E.	Швеция
Guerra, A.	Италия
Hartmann, G.	Германия
Huntley, R.B.	Австралия
Jdrvinen, H.	Финляндия
Johansson, K.-A.	Швеция
Kotler, L.H.	Австралия
Lassen, S.	Дания
Lindborg, L.	Швеция
Ma, C.	США
Marinello, G.	Франция
Mattsson, O.	Швеция
McEwen, M.	Великобритания
Medin, J.	Швеция
Mijnheer, B.	<i>ESTRO</i>
Millar, R.M.	Австралия
Moretti, C.	Великобритания
Negi, P.S.	Индия
Nilsson, B.	Швеция
Nyström, H.	Дания
Palm, E.	Швеция
Palmans, H.	Бельгия
Pimpinella, M.	Италия
Rehani, M.M.	ВОЗ
Rosser, K.	Великобритания
Sabattier, R.	Франция
Schulz, R.J.	<i>РАНО</i>
Sernbo, G.	Швеция
Seuntjens, J.	Канада
Shortt, K.	Канада
Stucki, G.	Швейцария
Svensson, H.	<i>ESTRO</i>

Van Dam, J.

Бельгия

Webb, D.V.

Австралия

Совещание группы советников

Вена, Австрия: 30 сентября – 4 октября 1996 г.

Совещания по вопросам координации исследований

Рим, Италия: 3–7 ноября 1997 г.; Брюссель, Бельгия: 3–7 мая 1999 г.

Совещания консультантов

Вена, Австрия: 25–28 ноября 1996 г.; 25–29 мая 1998 г.

ПУБЛИКАЦИИ МАГАТЭ, ОТНОСЯЩИЕСЯ К ДАННОМУ ВОПРОСУ

Validation of Data and Methods recommended in the International Code of Practice in Technical Reports Series No. 381, IAEA-TECDOC-1173 (2000).

Lessons Learned from Accidental Exposures in Radiotherapy, IAEA Safety Reports Series No. 17 (2000).

Dosimetry for Radiation Processing: Final Report of the Co-ordinated Research Project on Characterization and Evaluation of High Dose Dosimetry Techniques for Quality Assurance in Radiation Processing, IAEA-TECDOC-1156 (2000).

Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolo de Control de Calidad, IAEA-TECDOC-1151 (2000).

Calibration of Brachytherapy Sources: Guidelines on Standardized Procedures for the Calibration of Brachytherapy Sources at Secondary Standard Dosimetry Laboratories (SSDLs) and Hospitals, IAEA-TECDOC-1079 (1999).

Techniques for High-Dose Dosimetry in Industry, Agriculture and Medicine (Proc. Symp. Vienna, 1998), IAEA-TECDOC-1070 (1999).

SSDL Network Charter: IAEA/WHO Network of Secondary Standard Dosimetry Laboratories, IAEA/WHO/SSDL/99 (1999).

Design and Implementation of a Radiotherapy Programme: Clinical, Medical Physics, Radiation Protection and Safety Aspects, IAEA-TECDOC-1040 (1998).

Accidental Overexposure of Radiotherapy Patients in San José, Costa Rica, IAEA Special Publication Series, IAEA-STI/PUB/1027 (1998).

Quality Assurance in Radiotherapy, IAEA-TECDOC-989 (1997).

The Use of Plane Parallel Ionization Chambers in High Energy Electron and Photon Beams: An International Code of Practice for Dosimetry, Technical Reports Series No. 381 (1997).

Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 277, 2nd Edition (supersedes the first 1987 edition) (1997).

Review of Data and Methods Recommended in the International Code of Practice, Technical Reports Series No. 277 for Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams, IAEA-TECDOC-897 (1996).

Radiation Dose in Radiotherapy from Prescription to Delivery (Proc.Seminar Rio de Janeiro, 1994), IAEA-TECDOC-896 (1996).

Calibration of Dosimeters used in Radiotherapy: A Manual, Technical Reports Series No. 374 (1994).

Radiation Dose in Radiotherapy from Prescription to Delivery (Proc. Interregional Seminar Leuven, 1991), IAEA-TECDOC-734 (1994).

Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993) (1994).