

СЕРИЯ ТЕХНИЧЕСКИХ ДОКЛАДОВ № 492

**Дозиметрия в брахитерапии –  
международные практические  
рекомендации  
для дозиметрических лабораторий  
вторичных эталонов  
и лечебных учреждений**



**IAEA**

Международное агентство по атомной энергии

# НОРМЫ БЕЗОПАСНОСТИ МАГАТЭ И ДРУГИЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ДАННОЙ ТЕМЕ

## НОРМЫ БЕЗОПАСНОСТИ МАГАТЭ

В соответствии со статьей III своего Устава МАГАТЭ уполномочено устанавливать или принимать нормы безопасности для защиты здоровья и сведения к минимуму опасностей для жизни и имущества и обеспечивать применение этих норм.

**Публикации, посредством которых МАГАТЭ устанавливает нормы, выпускаются в Серии норм безопасности МАГАТЭ.** В этой серии охватываются вопросы ядерной безопасности, радиационной безопасности, безопасности перевозки и безопасности отходов. **Категории публикаций в этой серии — это Основы безопасности, Требования безопасности и Руководства по безопасности.**

Информацию о программе по нормам безопасности МАГАТЭ можно получить на сайте МАГАТЭ в Интернете

[www.iaea.org/ru/resursy/normy-bezopasnosti](http://www.iaea.org/ru/resursy/normy-bezopasnosti)

На этом сайте содержатся тексты опубликованных норм безопасности и проектов норм безопасности на английском языке. Тексты норм безопасности выпускаются на арабском, испанском, китайском, русском и французском языках, там также можно найти глоссарий МАГАТЭ по вопросам безопасности и доклад о ходе работы над еще не выпущенными нормами безопасности. Для получения дополнительной информации просьба обращаться в МАГАТЭ по адресу: Vienna International Centre, PO Box 100, 1400 Vienna, Austria.

Всем пользователям норм безопасности МАГАТЭ предлагается сообщать МАГАТЭ об опыте их использования (например, в качестве основы для национальных регулирующих положений, для составления обзоров безопасности и учебных курсов) в целях обеспечения того, чтобы они по-прежнему отвечали потребностям пользователей. Эта информация может быть направлена через сайт МАГАТЭ в Интернете или по почте (см. адрес выше), или по электронной почте по адресу [Official.Mail@iaea.org](mailto:Official.Mail@iaea.org).

## ПУБЛИКАЦИИ ПО ДАННОЙ ТЕМЕ

МАГАТЭ обеспечивает применение норм и в соответствии со статьями III и VIII.C своего Устава предоставляет сведения и способствует обмену информацией, касающейся мирной деятельности в ядерной области, и служит в этом посредником между своими государствами-членами.

Доклады по вопросам безопасности в ядерной деятельности выпускаются в качестве **докладов по безопасности**, в которых приводятся практические примеры и подробные описания методов, которые могут использоваться в поддержку норм безопасности.

Другие публикации МАГАТЭ по вопросам безопасности выпускаются в качестве публикаций по **аварийной готовности и реагированию, докладов по радиологическим оценкам, докладов ИНСАГ** — Международной группы по ядерной безопасности, **технических докладов** и документов серии **ТЕСДОС**. МАГАТЭ выпускает также доклады по радиологическим авариям, учебные пособия и практические руководства, а также другие специальные публикации по вопросам безопасности.

Публикации по вопросам физической безопасности выпускаются в **Серии изданий МАГАТЭ по физической ядерной безопасности**.

**Серия изданий МАГАТЭ по ядерной энергии** состоит из информационных публикаций, предназначенных способствовать и содействовать научно-исследовательской работе в области ядерной энергии, а также развитию ядерной энергии и ее практическому применению в мирных целях. В ней публикуются доклады и руководства о состоянии технологий и успехах в их совершенствовании, об опыте, образцовой практике и практических примерах в области ядерной энергетики, ядерного топливного цикла, обращения с радиоактивными отходами и снятия с эксплуатации.

ДОЗИМЕТРИЯ В БРАХИТЕРАПИИ —  
МЕЖДУНАРОДНЫЕ ПРАКТИЧЕСКИЕ  
РЕКОМЕНДАЦИИ  
ДЛЯ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИХ ЛАБОРАТОРИЙ  
ВТОРИЧНЫХ ЭТАЛОНОВ  
И ЛЕЧЕБНЫХ УЧРЕЖДЕНИЙ

Членами Международного агентства по атомной энергии являются следующие государства:

АВСТРАЛИЯ	КАЗАХСТАН	РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ
АВСТРИЯ	КАМБОДЖА	РУАНДА
АЗЕРБАЙДЖАН	КАМЕРУН	РУМЫНИЯ
АЛБАНИЯ	КАНАДА	САЛЬВАДОР
АЛЖИР	КАТАР	САМОА
АНГОЛА	КЕНИЯ	САН-МАРИНО
АНТИГУА И БАРБУДА	КИПР	САУДОВСКАЯ АРАВИЯ
АРГЕНТИНА	КИТАЙ	СВЯТОЙ ПРЕСТОЛ
АРМЕНИЯ	КОЛУМБИЯ	СЕВЕРНАЯ МАКЕДОНИЯ
АФГАНИСТАН	КОМОРСКИЕ ОСТРОВА	СЕЙШЕЛЬСКИЕ ОСТРОВА
БАГАМСКИЕ ОСТРОВА	КОНГО	СЕНЕГАЛ
БАНГЛАДЕШ	КОРЕЯ, РЕСПУБЛИКА	СЕНТ-ВИНСЕНТ И ГРЕНАДИНЫ
БАРБАДОС	КОСТА-РИКА	СЕНТ-КИТС И НЕВИС
БАХРЕЙН	КОТ-Д'ИВУАР	СЕНТ-ЛЮСИЯ
БЕЛАРУСЬ	КУБА	СЕРБИЯ
БЕЛИЗ	КУВЕЙТ	СИНГАПУР
БЕЛЬГИЯ	КЫРГЫЗСТАН	СИРИЙСКАЯ АРАБСКАЯ
БЕНИН	ЛАОССКАЯ НАРОДНО-	РЕСПУБЛИКА
БОЛГАРИЯ	ДЕМОКРАТИЧЕСКАЯ	СЛОВАКИЯ
БОЛИВИЯ, МНОГОНАЦИОНАЛЬНОЕ	РЕСПУБЛИКА	СЛОВЕНИЯ
ГОСУДАРСТВО	ЛАТВИЯ	СОЕДИНЕННОЕ КОРОЛЕВСТВО
БОСНИЯ И ГЕРЦЕГОВИНА	ЛЕСОТО	ВЕЛИКОБРИТАНИИ И СЕВЕРНОЙ
БОТСВАНА	ЛИБЕРИЯ	ИРЛАНДИИ
БРАЗИЛИЯ	ЛИВАН	СОЕДИНЕННЫЕ ШТАТЫ АМЕРИКИ
БРУНЕЙ-ДАРУССАЛАМ	ЛИВИЯ	СОМАЛИ
БУРКИНА-ФАСО	ЛИТВА	СУДАН
БУРУНДИ	ЛИХТЕНШТЕЙН	СЬЕРРА-ЛЕОНЕ
ВАНУАТУ	ЛЮКСЕМБУРГ	ТАДЖИКИСТАН
ВЕНГРИЯ	МАВРИКИЙ	ТАИЛАНД
ВЕНЕСУЭЛА, БОЛИВАРИАНСКАЯ	МАВРИТАНИЯ	ТОГО
РЕСПУБЛИКА	МАДАГАСКАР	ТОНГА
ВЬЕТНАМ	МАЛАВИ	ТРИНИДАД И ТОБАГО
ГАБОН	МАЛАЙЗИЯ	ТУНИС
ГАИТИ	МАЛИ	ТУРКМЕНИСТАН
ГАЙАНА	МАЛЬТА	ТУРЦИЯ
ГАМБИЯ	МАРОККО	УГАНДА
ГАНА	МАРШАЛЛОВЫ ОСТРОВА	УЗБЕКИСТАН
ГВАТЕМАЛА	МЕКСИКА	УКРАИНА
ГВИНЕЯ	МОЗАМБИК	УРУГВАЙ
Германия	МОНАКО	ФИДЖИ
ГОНДУРАС	МОНГОЛИЯ	ФИЛИППИНЫ
ГРЕНАДА	МЬЯНМА	ФИНЛЯНДИЯ
ГРЕЦИЯ	НАМИБИЯ	Франция
ГРУЗИЯ	НЕПАЛ	ХОРВАТИЯ
Дания	НИГЕР	ЦЕНТРАЛЬНОАФРИКАНСКАЯ
ДЕМОКРАТИЧЕСКАЯ РЕСПУБЛИКА	НИГЕРИЯ	РЕСПУБЛИКА
КОНГО	НИДЕРЛАНДОВ, КОРОЛЕВСТВО	ЧАД
ДЖИБУТИ	НИКАРАГУА	ЧЕРНОГОРИЯ
ДОМИНИКА	НОВАЯ ЗЕЛАНДИЯ	ЧЕШСКАЯ РЕСПУБЛИКА
ДОМИНИКАНСКАЯ РЕСПУБЛИКА	НОРВЕГИЯ	ЧИЛИ
ЕГИПЕТ	ОБЪЕДИНЕННАЯ РЕСПУБЛИКА	ШВЕЙЦАРИЯ
ЗАМБИЯ	ТАНЗАНИЯ	ШВЕЦИЯ
ЗИМБАБВЕ	ОБЪЕДИНЕННЫЕ АРАБСКИЕ	ШРИ-ЛАНКА
Израиль	ЭМИРАТЫ	ЭКВАДОР
Индия	ОМАН	ЭРИТРЕЯ
ИНДОНЕЗИЯ	ОСТРОВА КУКА	ЭСВАТИНИ
ИОРДАНИЯ	ПАКИСТАН	ЭСТОНИЯ
ИРАК	ПАЛАУ	ЭФИОПИЯ
ИРАН, ИСЛАМСКАЯ РЕСПУБЛИКА	ПАНАМА	ЮЖНАЯ АФРИКА
Ирландия	ПАПУА — НОВАЯ ГВИНЕЯ	ЯМАЙКА
Исландия	ПАРАГВАЙ	ЯПОНИЯ
Испания	ПЕРУ	
Италия	ПОЛЬША	
Йемен	ПОРТУГАЛИЯ	
КАБО-ВЕРДЕ	РЕСПУБЛИКА МОЛДОВА	

Устав Агентства был утвержден 23 октября 1956 года на Конференции по выработке Устава МАГАТЭ, которая состоялась в Центральных учреждениях Организации Объединенных Наций в Нью-Йорке. Устав вступил в силу 29 июля 1957 года. Центральные учреждения Агентства находятся в Вене. Главной целью Агентства является достижение «более скорого и широкого использования атомной энергии для поддержания мира, здоровья и благосостояния во всем мире».

СЕРИЯ ТЕХНИЧЕСКИХ ДОКЛАДОВ, № 492

ДОЗИМЕТРИЯ В БРАХИТЕРАПИИ —  
МЕЖДУНАРОДНЫЕ ПРАКТИЧЕСКИЕ  
РЕКОМЕНДАЦИИ  
ДЛЯ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИХ  
ЛАБОРАТОРИЙ  
ВТОРИЧНЫХ ЭТАЛОНОВ  
И ЛЕЧЕБНЫХ УЧРЕЖДЕНИЙ

МЕЖДУНАРОДНОЕ АГЕНТСТВО ПО АТОМНОЙ ЭНЕРГИИ  
ВЕНА, 2025

## УВЕДОМЛЕНИЕ ОБ АВТОРСКОМ ПРАВЕ

Все научные и технические публикации МАГАТЭ защищены положениями Всемирной конвенции об авторском праве, принятой в 1952 году (Женева) и пересмотренной в 1971 году (Париж). Впоследствии авторские права были распространены Всемирной организацией интеллектуальной собственности (Женева) также на интеллектуальную собственность в электронной и виртуальной форме. Для полного или частичного использования текстов, содержащихся в печатных или электронных публикациях МАГАТЭ, может потребоваться разрешение. Более подробная информация приводится на странице <https://www.iaea.org/ru/publikacii/prava-i-razresheniya>. Вопросы следует направлять по адресу:

Издательская секция (Publishing Section)  
Международное агентство по атомной  
энергии  
Венский международный центр,  
а/я 100,  
A1400 Вена, Австрия  
тел.: +43 1 2600 22529 или 22530  
эл. почта: [sales.publications@iaea.org](mailto:sales.publications@iaea.org)  
<https://www.iaea.org/ru/publikacii>

© МАГАТЭ, 2025

Отпечатано МАГАТЭ в Австрии

Август, 2025

STI/DOC/010/492

ДОЗИМЕТРИЯ В БРАХИТЕРАПИИ — МЕЖДУНАРОДНЫЕ  
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ДЛЯ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИХ  
ЛАБОРАТОРИЙ ВТОРИЧНЫХ ЭТАЛОНОВ И ЛЕЧЕБНЫХ  
УЧРЕЖДЕНИЙ

МАГАТЭ, ВЕНА, 2025 ГОД

STI/DOC/010/492

ISBN 978-92-0-438324-9 (печатный формат) | ISBN 978-92-0-438424-6  
(формат pdf) | ISBN 978-92-0-438524-3 (epub)

ISSN 3007-5203

## ПРЕДИСЛОВИЕ

Одна из главных функций МАГАТЭ заключается в улучшении прослеживаемости, точности и последовательности измерений клинической радиационной дозиметрии в государствах-членах. Что касается гармонизации дозиметрии пучков в дистанционной лучевой терапии, то МАГАТЭ распространило ряд международных практических рекомендаций, которые опубликованы в Серии технических докладов МАГАТЭ (TRS) и содержат подробные описания приборов и шагов, которые необходимо выполнить для определения поглощенной дозы в воде.

Публикации Серии технических докладов, № 277, «Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams» («Определение поглощенной дозы в пучках фотонов и электронов») (второе издание) и № 381, «The Use of Plane Parallel Ionization Chambers in High Energy Electron and Photon Beams» («Использование плоскопараллельных ионизационных камер в пучках электронов и фотонов высоких энергий»), увидевшие свет в 1997 году, были основаны на эталонах калибровки в единицах воздушной кермы. Публикация Серии технических докладов, № 398, «Определение поглощенной дозы при дистанционной лучевой терапии», изданная в 2000 году, была основана на применении эталонов поглощенной дозы в воде. Совсем недавно увидела свет публикация Серии технических докладов, № 483, «Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy» («Дозиметрия малых статических полей, используемых в дистанционной лучевой терапии»), в которой представлена информация о дозиметрии малых статических фотонных полей, используемых в более современных методах и технологиях.

Процесс брахитерапии также требует последовательной эталонной дозиметрии, прослеживаемой до первичных метрологических эталонов. С 2002 года главным источником информации о дозиметрии в брахитерапии является публикация IAEA-TECDOC-1274 «Calibration of Photon and Beta Ray Sources Used in Brachytherapy» («Калибровка источников фотонного и бета-излучения, используемых в брахитерапии»). Однако с тех пор произошел ряд новых событий, связанных с появлением на рынке новых дозиметрических эталонов, детекторов, радиоактивных источников и технологий брахитерапии. В соответствии с рекомендациями 17-го совещания Научного комитета сети дозиметрических лабораторий вторичных эталонов МАГАТЭ/ВОЗ (2016 год) было принято решение подготовить международные практические рекомендации по дозиметрии в брахитерапии.

Настоящие практические рекомендации адресованы как дозиметрическим лабораториям вторичных эталонов, так и лечебным

учреждениям и основаны на использовании проточных ионизационных камер колодезного типа. Они применимы ко всем источникам для брахитерапии с уровнем интенсивности, который может измеряться такими детекторами. Описаны методика дозиметрии; общие процедуры эталонной дозиметрии и калибровки; оценка приборов эталонного класса; наладка системы, основанной на камере колодезного типа. Представленные здесь руководящие указания и рекомендации в отношении выявленных положительных практик отражают мнение экспертов и не являются рекомендациями, сформулированными на основе консенсуса всех государств-членов.

В настоящей публикации рассматриваются миниатюрные системы, в которых используются низкоэнергетические источники рентгеновского излучения, обычно называемые источниками для электронной брахитерапии. Однако на метрологическом уровне по-прежнему требуются усилия для того, чтобы выработать стандартизированный и тщательно выверенный подход к их дозиметрии. Поэтому, несмотря на то что большая часть содержания настоящей публикации может быть актуальной для таких источников, в основной раздел публикации они не включены. Из основного раздела также исключены бета-излучающие офтальмологические пластинки и аппликаторы. Для их калибровки используются не камеры колодезного типа, а другие детекторы. В настоящей публикации также рассматриваются другие подходящие детекторы, которые могут быть использованы.

МАГАТЭ хотело бы выразить признательность всем, кто участвовал в подготовке и рецензировании настоящей публикации, в частности Т. Бокуличу (Хорватия), Л. А. ДеВерду (Соединенные Штаты Америки), М. Макьюэну (Канада), М. Дж. Риварду (Соединенные Штаты Америки), Т. Сандеру (Соединенное Королевство), Т. Шнайдеру (Германия) и П. Торой (Финляндия). МАГАТЭ также хотело бы выразить признательность за ценные замечания и предложения следующим лицам: Х. Т. Альваресу-Ромеро (Мексика), Судхиру Кумару (Индия) и Э. Майнегра-хингу (Канада). Сотрудником МАГАТЭ, ответственным за настоящую публикацию, является М. Каррара из Отдела здоровья человека.





## РЕДАКЦИОННОЕ ПРИМЕЧАНИЕ

*Хотя для обеспечения точности информации, содержащейся в настоящей публикации, были приложены большие усилия, ни МАГАТЭ, ни его государства-члены не несут ответственности за последствия, которые могут возникнуть в результате ее использования.*

*В настоящей публикации не затрагиваются вопросы ответственности — юридической или иного рода — за действия или бездействие со стороны какого-либо лица.*

*Данные здесь руководящие указания и рекомендации в отношении выявленных примеров положительной практики отражают мнение экспертов и не являются рекомендациями, сформулированными на основе консенсуса государствами-членами.*

*Использование тех или иных названий стран или территорий не означает какого-либо суждения со стороны издателя — МАГАТЭ — относительно правового статуса таких стран или территорий, их органов и учреждений либо относительно определения их границ.*

*Упоминание названий конкретных компаний или продуктов (независимо от того, указаны ли они как зарегистрированные) не означает какого-либо намерения нарушить права собственности и не должно рассматриваться как одобрение или рекомендация со стороны МАГАТЭ.*

*МАГАТЭ не несет ответственности за постоянство и точность приводимых в настоящей публикации адресов сайтов внешних или третьих сторон и не гарантирует того, что информационное наполнение таких сайтов является или останется точным и релевантным.*

## СОДЕРЖАНИЕ

1.	ВВЕДЕНИЕ .....	1
1.1.	Общие сведения .....	1
1.2.	Цели .....	3
1.3.	Область применения .....	4
1.4.	Структура .....	4
2.	РАДИОАКТИВНЫЕ ИСТОЧНИКИ ДЛЯ БРАХИТЕРАПИИ ..	6
2.1.	Основные радиоактивные источники фотонного излучения .....	7
2.2.	Бета-излучающие радиоактивные источники .....	9
2.3.	Другие радиоактивные источники фотонного излучения .	11
3.	ВЕЛИЧИНЫ И ЕДИНИЦЫ ИЗМЕРЕНИЯ .....	11
3.1.	Опорная мощность воздушной кермы и сила воздушной кермы .....	16
3.2.	Поглощенная доза в воде и константа мощности дозы ...	18
3.3.	Рекомендуемые величины для калибровки .....	19
3.4.	Ядерный распад: периоды полураспада и стандарт даты и времени .....	19
4.	КОНТРОЛЬНО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ ПРИБОРЫ .....	21
4.1.	Система дозиметрии на основе проточной ионизационной камеры колодезного типа .....	21
4.2.	Ионизирующие камеры колодезного типа эталонного класса .....	26
4.3.	Оборудование для проведения брахитерапии с ВМД .....	34
4.4.	Приборы для измерения плотности и относительной влажности воздуха .....	38
5.	ОСНОВА ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ДОЗИМЕТРИИ .....	40
5.1.	Классификация приборов и эталонов .....	40
5.2.	Международная система измерений .....	41

6.	УСТАНОВЛЕНИЕ И РАСПРОСТРАНЕНИЕ КАЛИБРОВОЧНЫХ ВЕЛИЧИН . . . . .	46
6.1.	Установление первичных калибровочных эталонов. . . . .	46
6.2.	Калибровка системы дозиметрии на основе камеры колодезного типа . . . . .	47
6.3.	Заявка на калибровку дозиметрической системы . . . . .	51
6.4.	Информация, приводимая в сертификате о калибровке дозиметрической системы. . . . .	52
7.	МЕТОДИКА ДОЗИМЕТРИИ . . . . .	53
7.1.	Методика, основанная на эталонах мощности воздушной кермы . . . . .	54
7.2.	Поправочный коэффициент на модель источника . . . . .	55
7.3.	Поправочный коэффициент на распад источника. . . . .	57
7.4.	Методика, основанная на эталонах мощности поглощенной дозы в воде . . . . .	58
7.5.	Определение мощности эталонного источника . . . . .	59
7.6.	Калибровка системы дозиметрии на основе камеры колодезного типа . . . . .	60
7.7.	Перекрестная калибровка системы дозиметрии на основе камеры колодезного типа . . . . .	61
8.	ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ПО КАЛИБРОВКЕ КАМЕР КОЛОДЕЗНОГО ТИПА И ИЗМЕРЕНИЮ МОЩНОСТИ ИСТОЧНИКОВ . . . . .	63
8.1.	Техника эксперимента и подготовка оборудования . . . . .	64
8.2.	Измерения в камере колодезного типа . . . . .	65
8.3.	Поправка на модель источника при измерениях мощности воздушной кермы. . . . .	76
8.4.	Проверки на краткосрочную повторяемость измерений, выполняемых приборами на основе камер колодезного типа . . . . .	81
8.5.	Проверки на долгосрочную стабильность измерений, выполняемых приборами на основе камер колодезного типа . . . . .	82
8.6.	Замена источника и паспорт источника, предоставляемый поставщиком . . . . .	85

9.	ОЦЕНОЧНЫЕ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ ПРИ ОПРЕДЕЛЕНИИ ОПОРНОЙ МОЩНОСТИ ВОЗДУШНОЙ КЕРМЫ В СТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ ...	90
10.	ПРИМЕНЕНИЕ ЭТАЛОННЫХ ВЕЛИЧИН В ЛЕЧЕБНОМ УЧРЕЖДЕНИИ .....	96
10.1.	Радиоактивные источники фотонного излучения .....	97
10.2.	Бета-излучающие радиоактивные источники .....	100
10.3.	Реестры источников для брахитерапии .....	100
10.4.	Типичные неопределенности при дозиметрии пациентов	101
Дополнение I:	УСТАРЕВШИЕ ВЕЛИЧИНЫ И ЕДИНИЦЫ ИЗМЕРЕНИЯ .....	103
Дополнение II:	УСТАНОВЛЕНИЕ ПЕРВИЧНЫХ ЭТАЛОНОВ ДЛЯ КАЛИБРОВКИ РАДИОАКТИВНЫХ ИСТОЧНИКОВ ДЛЯ БРАХИТЕРАПИИ .....	105
Дополнение III:	ЭЛЕКТРОННЫЕ ИСТОЧНИКИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ .....	121
Дополнение IV:	ДРУГИЕ ДЕТЕКТОРНЫЕ СИСТЕМЫ ДЛЯ БРАХИТЕРАПИИ .....	129
Дополнение V:	АЛГОРИТМ TG-43 ААФМ ДЛЯ РАСЧЕТА РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ДОЗЫ В БРАХИТЕРАПИИ .....	138
Дополнение VI:	ВЫРАЖЕНИЕ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТЕЙ .....	142
	СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ .....	150
	СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ .....	173
	СОСТАВИТЕЛИ И РЕЦЕНЗЕНТЫ .....	175



# 1. ВВЕДЕНИЕ

## 1.1. ОБЩИЕ СВЕДЕНИЯ

Брахитерапия — это особый метод лучевой терапии, при котором миниатюрные закрытые радиоактивные источники вводятся непосредственно в облучаемый объем или рядом с ним [1]. Традиционно термин «брахитерапия» означал использование *радиоактивных* источников. Они были, по сути, единственными источниками излучения, которые можно было изготовить в небольших размерах, когда брахитерапия делала свои первые шаги, то есть в начале XX века. Позднее были разработаны миниатюрные системы, в которых вместо радионуклидов используются генерируемые электронным способом низкоэнергетические рентгеновские лучи [2]. На момент подготовки настоящей публикации имелось несколько таких устройств, способных проводить внутриволостную или интраоперационную брахитерапию [3], но основными используемыми источниками оставались радионуклиды.

Клиническая эффективность брахитерапии объясняется ее способностью доставлять высокую дозу излучения в облучаемый объем, ограничивая при этом поглощенную дозу для окружающих тканей. Брахитерапия доказала свою эффективность, особенно при лечении специфических очагов заболевания в организме. Например, часто встречаются случаи прогрессирующего рака шейки матки [4], который лучше всего лечить сочетанием дистанционной лучевой терапии (ДЛТ) с брахитерапией [5, 6]. Помимо рака шейки матки, основными показаниями к брахитерапии являются рак тела матки, молочной железы и предстательной железы [7]. Например, при лечении рака предстательной железы группы пациентов высокого риска, проходившие курс ДЛТ и дополнительно к нему брахитерапии, показали значительно лучшие результаты, чем те, кто получал только ДЛТ или подвергался радикальной простатэктомии [8]. Кроме того, небольшие опухоли, доступные для имплантации, во многих случаях можно лечить брахитерапией в качестве монотерапии [7].

Брахитерапия — важнейший метод лечения в странах с низким и средним уровнем дохода, где высока заболеваемость раком шейки матки или пищевода. Она также широко распространена в странах с высоким уровнем дохода. По данным «Справочника по радиотерапевтическим центрам» (ДИРАК), который ведется Международным агентством по атомной энергии [9], в настоящее время в мире насчитывается 3345 центров брахитерапии, причем 65% из них находятся в странах с высоким уровнем дохода и 35% — в странах с низким и средним уровнем дохода.

Большинство процедур брахитерапии в настоящее время выполняются при помощи устройств дистанционного афтерлодинга с высокой мощностью дозы (ВМД). Производители сняли с производства оборудование для дистанционного афтерлодинга с низкой мощностью дозы (НМД), сделав основными альтернативными технологиями брахитерапию с ВМД и брахитерапию с импульсной мощностью дозы (ИМД) и ограничив применение брахитерапии с НМД ручными процедурами с использованием низкоэнергетических источников.

Поскольку методы брахитерапии с ВМД позволяют доставить в интересующую точку дозу очень высокой мощности (т.е. доза может достигать нескольких сотен  $\text{Гр}\cdot\text{ч}^{-1}$  на расстоянии 1 см от источника) [10], ошибки могут привести к доставке неправильной дозы с потенциально неблагоприятными последствиями [11]. По данным Международной комиссии по радиологической защите (МКРЗ) [12], «при проведении брахитерапии с ВМД по всей цепочке процедур было зафиксировано более 500 несчастных случаев (включая один смертельный исход)». При использовании источников с НМД мощность дозы значительно ниже, чем в случае источников с ВМД, но здесь также возникает опасность неправильного применения источников, что может обернуться неблагоприятными последствиями [13–15]. Даже несмотря на то, что большинство радиационных инцидентов было вызвано ошибками медицинского персонала, для снижения риска неправильного применения источников необходима надлежащая дозиметрия. Поэтому измерение мощности источника считается фундаментальной частью общей программы гарантии качества (ГК) при лечении брахитерапией, чтобы ткань — мишень могла получить строго предписанную ей дозу [16–19]. Дозиметрия источников брахитерапии на уровне конечного пользователя необходима для обеспечения прослеживаемости через дозиметрические лаборатории вторичных эталонов (ДЛВЭ) до международно признанных эталонов дозиметрических лабораторий первичных эталонов (ДЛПЭ).

В большинстве ВМД-систем, используемых во всем мире, применяется радионуклид  $^{192}\text{Ir}$ . Очень небольшое количество из них — это системы с ИМД, которые сочетают в себе преимущества принципов дозиметрии шагающего ВМД-источника с благоприятными радиобиологическими свойствами брахитерапии с НМД [20]. Ввиду относительно короткого периода полураспада и необходимости регулярной замены источника  $^{192}\text{Ir}$  для проведения процедур с ВМД были предложены другие радионуклиды, такие как  $^{60}\text{Co}$  [21–23], или устройства рентгеновской электронной брахитерапии (эБТ) [3, 24]. Кроме того, широко доступны другие радиоактивные источники фотонного излучения — с меньшей энергией и мощностью дозы, чем  $^{192}\text{Ir}$  и  $^{60}\text{Co}$  [25]. Для каждого из этих типов



источников существуют свои требования к дозиметрии, которые должны выполняться ДЛПЭ, ДЛВЭ и лечебными учреждениями.

Бета-излучающие радионуклиды, такие как  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  и  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ , используются для специализированных процедур, особенно для внутрисосудистого применения [26] ( $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ ) или офтальмологических процедур [27, 28] (как  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , так и  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ ). Бета-частицы обычно требуют дозиметрии в миллиметровом диапазоне, в то время как источники фотонов действуют на большем расстоянии, которое в некоторых случаях может достигать нескольких сантиметров. Кроме того, расширяется использование поверхностных аппликаторов для лечения методами брахитерапии, которое требует отдельного рассмотрения [29]. Было предложено множество новых радиоактивных источников, многие из которых по разным причинам до сих пор не вошли в медицинскую практику [30–35]. Помимо стандартной величины для измерения мощности источника — опорной мощности воздушной кермы (ОМВК) или силы воздушной кермы (СВК), — была предложена еще одна величина: поглощенная доза в воде. В соответствующих разделах ниже они рассматриваются более подробно.

Масштабы использования различных источников во всем мире значительно расширились, но некоторые из существующих практических рекомендаций по брахитерапии были составлены около 20 лет назад и нуждаются в актуализации [36, 37]. Стала очевидной необходимость выработки международных практических рекомендаций по дозиметрии, особенно с целью стандартизации величин и процедур дозиметрии.

## 1.2. ЦЕЛИ

Настоящие Международные практические рекомендации по дозиметрии в брахитерапии призваны установить единые процедуры для проведения дозиметрии радиоактивных источников, используемых в брахитерапии, за исключением бета-излучающих офтальмологических пластинок и аппликаторов, а также источников в виде зерен, фиксированных на нитях, и источников сетчатого типа. Из сферы охвата данных практических рекомендаций были также исключены таргетная радионуклидная терапия и миниатюрные устройства рентгеновской брахитерапии, известные также как электронная брахитерапия (эБТ). В них приводится описание наиболее точных и чувствительных калибровочных систем, существующих в ДЛПЭ, и рекомендуются подходящие детекторы и процедуры для измерения мощности источников в ДЛВЭ и лечебных учреждениях.

Представленные здесь руководящие указания и рекомендации в отношении выявленных положительных практик отражают мнение экспертов и не являются рекомендациями, сформулированными на основе консенсуса всех государств-членов.

### 1.3. ОБЛАСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ

В настоящих практических рекомендациях освещаются методы, которые имеют отношение к процессу дозиметрии в брахитерапии. Они важны для всех участвующих в этом процессе специалистов — от радиационного метролога, устанавливающего величины в ДЛПЭ, до медицинского физика клинической квалификации, работающего в лечебном учреждении и вводящего измеренные значения величин в систему планирования лечения (СПЛ). В них рассматриваются основные радиоактивные источники для брахитерапии с ВМД и НМД, используемые в современной клинической практике, как фотонные, так и бета-излучающие, которые могут быть измерены с помощью проточной ионизационной камеры колодезного типа. Этот простой в использовании и надежный детектор был выбран в качестве эталонного детектора, рекомендуемого в настоящих практических рекомендациях, по той причине, что он используется для определения количественных параметров радиоактивных источников на протяжении многих десятилетий и доказал свою ценность на всех уровнях цепочки калибровочных процедур [16, 38, 39].

Настоящие практические рекомендации адресованы медицинским физикам клинической квалификации и радиационным метрологам, занимающимся дозиметрией брахитерапии и калибровкой детекторов. Они не предназначены для практикующих клинических врачей.

### 1.4. СТРУКТУРА

Настоящие практические рекомендации состоят из десяти разделов и шести дополнений. Вслед за введением, в котором приводятся общие сведения и описывается область применения настоящих практических рекомендаций, в разделе 2 приводится описание радиоактивных источников, доступных в настоящее время для брахитерапии. В разделе 3 рассматриваются дозиметрические величины — опорная мощность воздушной кермы, сила воздушной кермы и поглощенная доза в воде, — наряду с константой мощности дозы и другими параметрами, важными для надлежащего определения характеристик радиоактивных источников.

Поскольку данные практические рекомендации основаны на использовании ионизационных камер колодезного типа, в разделе 4 приводится подробное описание этих приборов и определяются требования к ионизационным камерам колодезного типа эталонного класса. Он также включает в себя описание устройств дистанционного афтерлодинга с ВМД. В разделе 5 конкретизируется основа для выполнения дозиметрии, определяющая порядок распространения первичных дозиметрических эталонов среди лечебных учреждений, а в разделе 6 содержится обзор существующих первичных эталонов, полезных для калибровочных процедур в брахитерапии. Далее описывается их распространение посредством введения системы дозиметрии, основанной на камере колодезного типа. В разделе 7 устанавливается методика дозиметрии для определения дозиметрических величин, применяемых в настоящих практических рекомендациях. В отличие от публикаций Серии технических докладов, № 398, «Определение поглощенной дозы при дистанционной лучевой терапии» [40] и № 457, «Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice» («Дозиметрия в лучевой диагностике: международные практические рекомендации») [41], которые основаны на использовании поправочного коэффициента на качество пучка  $k_{Q,Q_0}$ , в настоящих практических рекомендациях определяется поправочный коэффициент на модель источника  $k_{sm,sm_0}$  для учета всех различий между моделью фактического источника  $sm$  и моделью, которая использовалась для калибровки,  $sm_0$ . В разделе 8 описана общая процедура для надлежащего выполнения дозиметрии в брахитерапии с помощью камеры колодезного типа, а также методы проверки краткосрочной и долгосрочной стабильности измерительной системы. Раздел 9 посвящен оценке неопределенностей, обычно связанных с измерением мощности источников с НМД и ВМД. О том, как измеренные эталонные величины могут быть полезны в клинической практике для оценки дозы, получаемой пациентом, говорится в разделе 10. Вкратце рассматриваются основные категории источников для брахитерапии и методы доставки дозы.

Для того чтобы дополнить информацию, представленную в основной части публикации, в нее включены дополнения: в дополнении I вкратце описываются устаревшие величины и единицы измерения, которые больше не рекомендуются к использованию для целей дозиметрии; дополнение II дает представление о текущей ситуации с дозиметрическими эталонами, основанными на единицах воздушной кермы и поглощенной дозы в воде, для источников, рассматриваемых в настоящих практических рекомендациях; в дополнении III приведено краткое описание рентгеновских устройств для ЭБТ и современного положения дел с разработкой дозиметрических эталонов для них; дополнение IV дает представление о некоторых системах

детекторов, отличных от ионизационной камеры колодезного типа, которые могут быть использованы для дозиметрии в брахитерапии. В дополнении V более подробно описывается методика, изложенная в докладе целевой группы № 43 Американской ассоциации физиков в медицине (ААФМ), которая обычно используется для расчета распределения дозы при внутритканевой и внутриволостной брахитерапии; в дополнении VI представлена теория оценки неопределенностей измерений.

## 2. РАДИОАКТИВНЫЕ ИСТОЧНИКИ ДЛЯ БРАХИТЕРАПИИ

Закрытые радиоактивные источники для брахитерапии имеют множество различных конструкций и состоят из радиоактивных материалов, прочно запечатанных в капсулу или плотно спрессованных и находящихся в твердой форме [42]. Радиоактивный источник заключен в капсулу, чтобы предотвратить утечку или высвобождение радиоактивного материала в нормальных условиях или при вероятных аварийных ситуациях. Обычными материалами, используемыми для изготовления капсул источников для брахитерапии, являются нержавеющая сталь, вольфрам (W), титан (Ti) и никель (Ni). Они обеспечивают достаточную механическую прочность и низкую степень ослабления излучения. Кроме того, нетоксичный материал корпуса источника для брахитерапии не вступает в физическое или химическое взаимодействие с жидкостями организма, которые могли бы нарушить целостность источника.

Наиболее частым типом излучения, используемым в лечении, являются фотоны с энергиями от 0,02 до 1,25 МэВ. Низкоэнергетические и высокоэнергетические фотоны различаются тем, что имеют среднюю энергию, меньшую или равную 50 кэВ или превышающую 50 кэВ соответственно [23]. В зависимости от конструкции источники для брахитерапии временно или постоянно располагаются вблизи или внутри объема мишени. Согласно определению, данному МКРЕ [43], при НМД-лечении мощность дозы в точке назначения дозы (или поверхности) составляет от  $0,4 \text{ Гр}\cdot\text{ч}^{-1}$  до  $2 \text{ Гр}\cdot\text{ч}^{-1}$ . ВМД-лечением считается лечение, при котором мощность дозы, доставляемой к точке назначения дозы (или поверхности), составляет более  $12 \text{ Гр}\cdot\text{ч}^{-1}$ . Промежуточные мощности дозы (от  $2 \text{ Гр}\cdot\text{ч}^{-1}$  до  $12 \text{ Гр}\cdot\text{ч}^{-1}$ ) в принципе называются средними мощностями дозы (СМД), однако они нечасто используются в клинической практике. Лечение импульсной мощностью дозы имитирует непрерывное

НМД-лечение путем доставки небольших фракций предписанной дозы — называемых импульсами — с помощью СМД-источника. Регулярные импульсы длительностью от 10 до 15 минут повторяются один раз в час до тех пор, пока не будет достигнута предписанная фракционированная доза.

## 2.1. ОСНОВНЫЕ РАДИОАКТИВНЫЕ ИСТОЧНИКИ ФОТОННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

В настоящее время в качестве источников фотонного излучения используются шесть радионуклидов. По средней энергии их можно разделить на низкоэнергетические и высокоэнергетические источники. По мощности дозы, доставляемой в точку назначения дозы (или на поверхность), они также могут быть разделены на НМД-, ВМД- и ИМД-источники. Классификация и типы источников фотонного излучения показаны в таблице 1, причем для сравнения в нее включены источники для ЭБТ.

ТАБЛИЦА 1. КЛАССИФИКАЦИЯ ИСТОЧНИКОВ ФОТОННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ДЛЯ БРАХИТЕРАПИИ

Энергия	Мощность дозы	Тип
НЭ <sup>a</sup>	НМД <sup>c</sup>	Зерна I-125, Pd-103 и Cs-131
ВЭ <sup>b</sup>	НМД <sup>c</sup>	Трубки с Cs-137; проволока, стержни и иглы с Ir-192
НЭ <sup>a</sup>	ВМД <sup>d</sup>	Источники рентгеновского излучения для ЭБТ
ВЭ <sup>b</sup>	ВМД <sup>d</sup>	Устройства афтерлодинга Ir-192 и Co-60 с ВМД
ВЭ <sup>b</sup>	ИМД <sup>e</sup>	Устройства афтерлодинга Ir-192 с ИМД

<sup>a</sup> НЭ: низкая энергия (средняя энергия  $\leq 50$  кэВ).

<sup>b</sup> ВЭ: высокая энергия (средняя энергия  $> 50$  кэВ).

<sup>c</sup> НМД: низкая мощность дозы (мощность дозы  $> 0,4 \text{ Гр}\cdot\text{ч}^{-1}$  и  $< 2 \text{ Гр}\cdot\text{ч}^{-1}$ ).

<sup>d</sup> ВМД: высокая мощность дозы (мощность дозы  $< 12 \text{ Гр}\cdot\text{ч}^{-1}$ ).

<sup>e</sup> ИМД: импульсная мощность дозы.

Низкоэнергетические источники фотонного излучения, использующие радионуклиды  $^{103}\text{Pd}$ ,  $^{125}\text{I}$  и  $^{131}\text{Cs}$ , имеют то преимущество, что их легко экранировать, поскольку их средняя энергия составляет приблизительно 20 кэВ, 28 кэВ и 30 кэВ соответственно. С учетом низких энергий и относительно коротких периодов полураспада (см. раздел 3.4.1) эти источники в основном используются для постоянных НМД-имплантатов, причем источники заказываются индивидуально для каждого пациента. Как правило, эти низкоэнергетические НМД-источники заключены в титановые трубки диаметром 0,8 мм и длиной около 5 мм, поэтому в обиходе их называют зернами.

Высокоэнергетические источники фотонного излучения, использующие радионуклиды  $^{192}\text{Ir}$ ,  $^{137}\text{Cs}$  и  $^{60}\text{Co}$ , имеют среднюю энергию около 0,38 МэВ, 0,66 МэВ и 1,25 МэВ соответственно. Их периоды полураспада указаны ниже в разделе 3.4.1. Эти источники требуют экранирования материалами с высоким  $Z$  для работы в непосредственной близости от них и не имплантируются на постоянной основе из-за относительно длительного периода полураспада (см. раздел 3.4.1). Для источников, использующих  $^{137}\text{Cs}$ , радиоактивный материал содержится в трубках из нержавеющей стали диаметром 3 мм и длиной 20 мм для временных НМД-имплантатов. ВМД-источники  $^{192}\text{Ir}$  и  $^{60}\text{Co}$  устанавливаются на временной основе и могут быть повторно использованы для лечения другого пациента. Радиоактивность заключена в капсуле, имеющей внешний диаметр около 1 мм и длину 3–5 мм, которая прикреплена к проводу привода источника для позиционирования с помощью устройства дистанционного афтерлодинга с ВМД. ИМД-источники  $^{192}\text{Ir}$  имеют схожую длину и пониженную активность по сравнению со стандартными ВМД-источниками  $^{192}\text{Ir}$ . Они также управляются устройством дистанционного афтерлодинга, которое запрограммировано на доставку импульсов дозы с определенным интервалом между импульсами.

Дозиметрические характеристики источников чувствительны к конкретной геометрической форме капсулы и внутреннему распределению радионуклида. При этом проявляются эффекты самопоглощения и фильтрации, особенно заметные при низких энергиях, и необходимо учитывать также наличие загрязняющих фотонов, обусловленное характеристическим рентгеновским излучением, которое образуется во внешних слоях стальных или титановых капсул источников (см. раздел 3.1). Поэтому модели зерен, использующие один и тот же радионуклид и имеющие относительно небольшие различия в процессах производства и/или в конструкции, могут существенно различаться в дозиметрическом отношении. Даже будучи менее чувствительными, модели высокоэнергетических источников могут также испускать

различное излучение в зависимости от модели. Могут быть предоставлены лишь приблизительные значения средней энергии испускаемых фотонов, поскольку фактическое среднее значение энергии специфично для каждой модели источника.

В настоящее время на мировом рынке представлено около двух десятков низкоэнергетических и высокоэнергетических источников фотонного излучения на основе радионуклидов. НМД-трубки  $^{137}\text{Cs}$  используются редко и становятся все менее популярными, равно как и альтернатива в виде ИМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  и НМД-источники  $^{192}\text{Ir}$  в виде проволоки, стержней и игл.

## 2.2. БЕТА-ИЗЛУЧАЮЩИЕ РАДИОАКТИВНЫЕ ИСТОЧНИКИ

Бета-излучающие источники используются реже, но способны обеспечить лучшую конформность дозы, чем излучатели фотонов, при неглубоких очагах заболевания. К ним относятся  $^{106}\text{Ru}$  (распадается до  $^{106}\text{Rh}$ , который также является бета-излучателем) и  $^{90}\text{Sr}$  (распадается до  $^{90}\text{Y}$ , который также является бета-излучателем). С учетом влияния дочерних радионуклидов на энергию бета-излучения и периода полураспада источника для  $^{106}\text{Ru}$  и  $^{90}\text{Sr}$  максимальные энергии составляют приблизительно 3,54 МэВ и 2,27 МэВ соответственно [27]. Их периоды полураспада указаны ниже в разделе 3.4.1. Благодаря высокой удельной активности  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  используется в качестве ВМД-источника в сеансах кратковременной внутрисосудистой брахитерапии (ВСБТ), во время которых тонкие источники вводятся для проведения внутрисердечной БТ через катетер [44–46].

Бета-излучатели также издавна используются в офтальмологии, обладая таким преимуществом, как меньшая глубина проникновения дозы в ткани [47]. Источники  $^{106}\text{Ru}$  и  $^{90}\text{Sr}$ , используемые для внутриглазной брахитерапии, обычно изготавливаются в виде изогнутых пластинок и поверхностных аппликаторов соответственно, повторяющих форму глаза. Офтальмологические пластинки, содержащие  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ , бывают различных диаметров, а активная область подбирается под различные очаги опухоли [48]. Они могут иметь симметричную и асимметричную форму с вырезами для оптического нерва или радужной оболочки. Доза обычно назначается на фиксированном расстоянии вдоль центральной оси пластинки [28]. Существующие поверхностные офтальмоаппликаторы  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  имеют диаметр 10–18 мм и используются для поверхностного лечения поражений передней конъюнктивы вблизи роговицы (т.е. крыловидной плевы) [49–51].

Эти аппликаторы  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , однако, больше не производятся. Если у пользователя имеется аппликатор, откалиброванный в недавнее время (т.е. в течение последних 3–5 лет), его можно использовать в клинических условиях. Значение будет выражено в единицах поглощенной дозы в воде ( $\text{Гр}\cdot\text{с}^{-1}$ ) в заданный момент времени, и, кроме того, будет обеспечена однородность дозы от источника. Аккредитованная лаборатория дозиметрической калибровки Висконсинского университета (АЛДК ВУ) откалибровала за период с 1997 по 2008 год 222 источника, и большое количество источников не продемонстрировали достаточной однородности дозы. Сравнение с предыдущими значениями мощности источника показало среднее расхождение в  $-19\%$ , при этом значения колебались от  $-49\%$  до  $+42\%$  [52]. Если пользователь обнаружит такой старый источник, рекомендуется его утилизировать, особенно если он не проходил калибровку в недавнее время (т.е. в течение последних 5 лет). Кроме того, согласно международным рекомендациям, рекомендуется спустя год проверять источник на герметичность.

Существуют значительные препятствия, которые осложняют измерение мощности источника для офтальмоаппликаторов  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  и глазных пластинок  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  в клинических условиях. Недавно пластинки  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  были откалиброваны при помощи вогнутой экстраполяционной камеры без окна. В работе Hansen et al. [53] описан метод калибровки ионизационной камеры, который может быть использован в клинических условиях. До этого не существовало рекомендованных приборов с прослеживаемой калибровкой для выполнения этого типа измерений на месте [28], равно как и международного консенсуса в отношении процедуры, частоты и времени калибровки, а также в отношении приборов и процедур, которые должны использоваться в лечебном учреждении. Поэтому в настоящих практических рекомендациях эти источники не рассматриваются. В этих случаях рекомендуется использовать альтернативные методы измерения мощности дозы на определенной глубине от источника. В литературе приводятся примеры различных детекторов (например, экстраполяционные камеры, термолюминесцентные дозиметры (ТЛД), радиохромные пленки, пластиковые сцинтилляторы, кремниевые диоды, алмазные детекторы и ионизационные камеры с малым рабочим объемом) [53–56]. Полезную информацию можно найти в дополнении IV.



### 2.3. ДРУГИЕ РАДИОАКТИВНЫЕ ИСТОЧНИКИ ФОТОННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Помимо вышеупомянутых источников, существуют и другие источники для БТ, которые являются инновационными по сути, но для которых может не существовать надежных средств калибровки мощности источника [57].

В качестве радионуклида для замены  $^{192}\text{Ir}$  как ВМД-источника был предложен иттербий-169 благодаря его более низкой средней энергии фотонов 0,09 МэВ по сравнению с 0,3 МэВ [57, 58]. Однако на практике мощность экранирования уменьшается незначительно, а период полураспада (32 дня) короче, чем у  $^{192}\text{Ir}$  (73,83 дня), что требует более частой замены источника. Кроме того, в настоящее время нет производителей, которые выпускали бы этот источник, и нет первичных калибровочных эталонов. В прошлом один производитель выпускал источник  $^{169}\text{Yb}$  с прослеживаемой калибровкой [59].

К другим инновационным источникам относятся зерна с экранированием для создания направленного излучения [60–65], комбинации источник — аппликатор, в которых используется экранирование для создания интенсивной направленности излучения [66–69], и динамическое экранирование систем источник — аппликатор для использования модуляции интенсивности [70–75]. Хотя многие из этих технологий весьма перспективны или уже используются в клинической практике, коллектив клиники должен помнить о проблемах дозиметрии и планирования лечения, описанных в докладе целевой группы № 167 ААФМ и Европейского общества радиотерапии и онкологии (ЕОТРО) [57].

## 3. ВЕЛИЧИНЫ И ЕДИНИЦЫ ИЗМЕРЕНИЯ

Подходящей величиной для применения в брахитерапии является поглощенная доза в воде  $D_w$ , измеренная в клинически значимых точках и, следовательно, близко к источнику излучения. Однако эталонная дозиметрия источников фотонного излучения на протяжении десятилетий основывалась на использовании эталонов воздушной кермы и камер для их передачи, и доступность калибровок, основанных на первичных эталонах в единицах поглощенной дозы в воде, в настоящее время ограничена [76–78].

Поэтому действующие протоколы дозиметрии для источников фотонного излучения основываются на использовании эталонов опорной

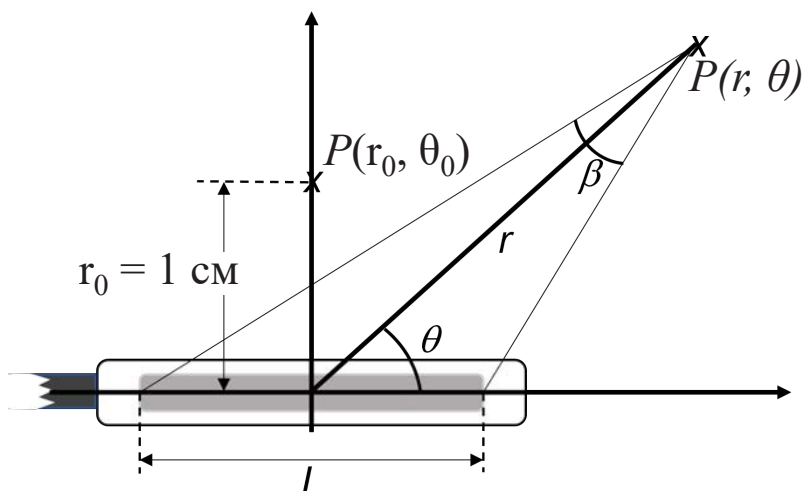


РИС. 1. Полярная система координат, выбранная в качестве опорной системы координат для методики TG-43 ААФМ. Радиоактивное содержимое источника показано серым цветом (длина  $L$ ) и окружено капсулой.  $\theta_0$  равен  $90^\circ$ .

мощности воздушной кермы (ОМВК) или силы воздушной кермы (СВК) и приборов для их передачи. Среди этих протоколов важную роль как базовая методология, принятая во всем мире, играет доклад TG-43 ААФМ и его более поздние версии [79–83]. Крайне важно, чтобы пользователь знал, какая именно величина используется для измерения мощности источника. Происходили ошибки, когда в СПЛ заносилась неправильная величина [84].

Опорная система координат, выбранная в настоящей публикации, совпадает с той, которая приведена в докладе TG-43 ААФМ [79] и показана на рис. 1. Согласно этой системе,  $\beta$  — это угол (обычно измеряемый в радианах), образуемый расчетной точкой  $P(r, \theta)$  и двумя концами активного элемента источника,  $\theta$  — полярный угол между продольной осью источника и лучом от центра источника до расчетной точки  $P(r, \theta)$ , а  $r$  — расстояние (обычно измеряемое в см) от центра источника до расчетной точки  $P(r, \theta)$ .  $\theta_0$  — опорный полярный угол,  $r_0$  — опорное расстояние от центра источника.

В таблицу 2 сведены основные физические величины, используемые в настоящих практических рекомендациях, включая их типичные единицы измерения.

ТАБЛИЦА 2. ФИЗИЧЕСКИЕ ВЕЛИЧИНЫ, ИСПОЛЬЗУЕМЫЕ В НАСТОЯЩЕЙ ПУБЛИКАЦИИ, ВКЛЮЧАЯ ИХ ТИПИЧНЫЕ ЕДИНИЦЫ ИЗМЕРЕНИЯ (*Физические величины, не имеющие единиц измерения, обозначены знаком «—».*)

Величина	Типичные единицы измерения	Краткое определение
$\dot{D}_W(r, \theta)$	мГр·ч <sup>-1</sup> или Гр·ч <sup>-1</sup>	Мощность поглощенной дозы в воде в расчетной точке $P(r, \theta)$
$\dot{D}_{W,R}$	мГр·ч <sup>-1</sup> или Гр·ч <sup>-1</sup>	Мощность поглощенной дозы в воде в опорной точке $P(r_0, \theta_0)$ ; $\dot{D}_{W,R} = \dot{D}_W(r_0, \theta_0)$
$\delta$	кэВ	Пороговое значение энергии фотонов, используемое для оценки мощности воздушной кермы
$F(r, \theta)$	—	Функция двухмерной анизотропии: отношение мощности дозы на расстоянии $r$ и под углом $\theta$ , вокруг источника, к мощности дозы наперечной оси на том же расстоянии $r$
$\Phi_{an}(r)$	—	Функция одномерной анизотропии: отношение мощности дозы на расстоянии $r$ , усредненной по всему телесному углу (т.е. $4\pi$ ), к мощности дозы вдоль поперечной оси на том же расстоянии $r$
$G_X(r, \theta)$	см <sup>-2</sup>	Геометрический фактор: учитывает одновременно закон обратных квадратов и влияние приблизительного физического распределения радионуклида на распределение дозы. Подстрочный индекс $X$ обозначает Р или L, если выбрана аппроксимация точечного или линейного источника соответственно
$g_X(r)$	—	Радиальная дозовая функция: описывает мощность дозы на расстоянии $r$ от источника в перпендикулярной ему плоскости относительно мощности дозы на опорном расстоянии $r_0$ , за исключением эффектов геометрического спада дозы, моделируемых с помощью геометрического фактора. Подстрочный индекс $X$ обозначает Р или L, если выбрана аппроксимация точечного или линейного источника соответственно

ТАБЛИЦА 2. ФИЗИЧЕСКИЕ ВЕЛИЧИНЫ, ИСПОЛЬЗУЕМЫЕ В НАСТОЯЩЕЙ ПУБЛИКАЦИИ, ВКЛЮЧАЯ ИХ ТИПИЧНЫЕ ЕДИНИЦЫ ИЗМЕРЕНИЯ (*Физические величины, не имеющие единиц измерения, обозначены знаком «—».*) (продолжение)

Величина	Типичные единицы измерения	Краткое определение
$\dot{K}_\delta(d)$	мГр·ч <sup>-1</sup>	Мощность воздушной кермы на расстоянии $d$ от источника, в вакууме, вследствие воздействия фотонов с энергией больше $\delta$
$\dot{K}_{\delta,R}$	мГр·ч <sup>-1</sup>	Опорная мощность воздушной кермы: мощность воздушной кермы, в вакууме, на опорном расстоянии 1 м от центра источника, в перпендикулярной источнику плоскости, вследствие воздействия фотонов с энергией больше $\delta$
$k_{TP}$	—	Поправочный коэффициент на плотность воздуха
$k_{leak}$	—	Поправочный коэффициент на токи утечки (поправка на любой измеренный сигнал, не связанный с измеряемым источником)
$k_{elec}$	А·пп <sup>-1</sup> или нКл·пп <sup>-1</sup>	Калибровочный коэффициент электрометра («пп» означает показания на экране электрометра)
$k_{pol}$	—	Поправочный коэффициент на эффект полярности
$k_s$	—	Поправочный коэффициент на рекомбинацию ионов
$k_{dec}$	—	Поправочный коэффициент на распад источника
$k_{alti}$	—	Поправочный коэффициент на высоту над уровнем моря (он дополняет поправочный коэффициент на плотность воздуха и специфичен для низкоэнергетических источников)

ТАБЛИЦА 2. ФИЗИЧЕСКИЕ ВЕЛИЧИНЫ, ИСПОЛЬЗУЕМЫЕ В НАСТОЯЩЕЙ ПУБЛИКАЦИИ, ВКЛЮЧАЯ ИХ ТИПИЧНЫЕ ЕДИНИЦЫ ИЗМЕРЕНИЯ (*Физические величины, не имеющие единиц измерения, обозначены знаком «—».*) (продолжение)

Величина	Типичные единицы измерения	Краткое определение
$k_{sm,sm_0}$	—	Поправочный коэффициент на модель источника: он корректирует разницу в отклике ионизационной камеры, облученной источником калибровочной модели $sm_0$ и источником пользовательской модели $sm$ . И $sm_0$ , и $sm$ содержат один и тот же тип радионуклида, но считается, что они имеют разную геометрию. Поправочный коэффициент на модель источника также зависит от разновидности камеры колодезного типа и держателя источника
$\Lambda$	$\text{см}^{-2}$	Константа мощности дозы: мощность поглощенной дозы в опорной точке $P(r_0, \theta_0)$ на единицу $S_K$ , после исключения эффектов, вызванных геометрическим фактором
$\Lambda_{r_0}$	—	Обозначение, указывающее на то, что константа мощности дозы определяется как мощность поглощенной дозы в опорной точке $P(r_0, \theta_0)$ на единицу $\dot{K}_{\delta,R}$ после исключения эффектов, вызванных геометрическим фактором
$M_{sm}$	А	Показание дозиметра, облученного моделью источника $sm$ , с поправкой на другие влияющие величины, помимо модели источника (например, на плотность воздуха, токи утечки, калибровку электрометра, полярность и рекомбинацию ионов)
$M_{sm,raw}$	А или пп	Необработанное показание дозиметра, облученного источником $sm$ , без поправок на какую-либо влияющую величину
$N_{\dot{K}_{\delta,R},sm_0}$	$\text{сГр} \cdot \text{ч}^{-1} \cdot \text{А}^{-1}$	Коэффициент калибровки по опорной мощности воздушной кермы, измеренный с помощью калибровочной модели источника $sm_0$

ТАБЛИЦА 2. ФИЗИЧЕСКИЕ ВЕЛИЧИНЫ, ИСПОЛЬЗУЕМЫЕ В НАСТОЯЩЕЙ ПУБЛИКАЦИИ, ВКЛЮЧАЯ ИХ ТИПИЧНЫЕ ЕДИНИЦЫ ИЗМЕРЕНИЯ (*Физические величины, не имеющие единиц измерения, обозначены знаком «—».*) (продолжение)

Величина	Типичные единицы измерения	Краткое определение
$N_{S_K, sm_0}$	$\text{сГр} \cdot \text{см}^2 \cdot \text{ч}^{-1} \cdot \text{А}^{-1}$	Коэффициент калибровки по силе воздушной кермы, измеренный с помощью калибровочной модели источника $sm_0$
$P$	кПа	Давление окружающего воздуха
$RH$	%	Относительная влажность окружающего воздуха
$S_K$	$1 \text{ сГр} \cdot \text{см}^2 \cdot \text{ч}^{-1} = 1 \text{ U}$	Сила воздушной кермы: произведение мощности воздушной кермы $\dot{K}_\delta(d)$ в вакууме, вызванной воздействием фотонов с энергией больше чем $\delta$ , на любом расстоянии $d$ от центра источника, на поперечной плоскости, перпендикулярной длинной оси источника и делящей ее пополам, и квадрата расстояния $d^2$
$t_{1/2}$	дней или лет	Период полураспада радионуклида
$T$	$^\circ\text{C}$	Температура окружающего воздуха

### 3.1. ОПОРНАЯ МОЩНОСТЬ ВОЗДУШНОЙ КЕРМЫ И СИЛА ВОЗДУШНОЙ КЕРМЫ

Согласно определению Международной комиссии по радиационным единицам и измерениям (МКРЕ) [43, 85–87], ОМВК  $\dot{K}_{\delta,R}$  — это мощность воздушной кермы вследствие воздействия фотонов с энергией, превышающей пороговое значение  $\delta$ , на опорном расстоянии  $d_R$  1 м от центра источника, в поперечной плоскости, перпендикулярной длинной оси источника и делящей ее пополам, с поправкой на ослабление и рассеяние в воздухе, а также на возможное рассеяние фотонов от любых находящихся рядом стен, пола и потолка, а также от близлежащих объектов в помещении (т.е. в вакууме).

Единицей СИ для  $\dot{K}_{\delta,R}$  является  $\text{Гр} \cdot \text{с}^{-1}$  на расстоянии 1 м от источника, но для целей спецификации источника обычно удобнее использовать

мГр·ч<sup>-1</sup> и Гр·ч<sup>-1</sup> в отношении НМД- и ВМД-источников для брахитерапии соответственно. Методика, лежащая в основе определения ОМВК, аналогична методике определения поглощенной дозы в воде в ДЛТ [40], а сама величина определяется при стандартных условиях.

Согласно определению ААФМ [37, 79, 81], сила воздушной кермы — это произведение мощности воздушной кермы  $\dot{K}_\delta(d)$  (в вакууме, вследствие воздействия фотонов с энергией больше чем  $\delta$ ) на любом расстоянии  $d$  от центра источника, на поперечной плоскости, перпендикулярной к длинной оси источника и делящей ее пополам, и квадрата расстояния  $d^2$ :

$$S_K = \dot{K}(d)d^2 \quad (1)$$

Измерения ОМВК или СВК выполняются на любом расстоянии, значительно превышающем линейную длину  $L$  распределения радиоактивности в сердечнике источника. Это позволяет применить аппроксимацию точечного источника, и можно предположить, что  $d$  будет по крайней мере в десять раз больше чем  $L$ . Единицей измерения  $S_K$  является мкГр·м<sup>2</sup>·ч<sup>-1</sup>, который обозначается символом  $U$ , где  $1 U = 1 \text{ мкГр} \cdot \text{м}^2 \cdot \text{ч}^{-1} = 1 \text{ сГр} \cdot \text{см}^2 \cdot \text{ч}^{-1}$ . Таким образом,  $\dot{K}_{\delta,R}$  и  $S_K$  имеют разные единицы измерения.

Как для  $\dot{K}_{\delta,R}$ , так и для  $S_K$  устанавливается пороговое значение энергии  $\delta$  для исключения низкоэнергетических и загрязняющих фотонов, поскольку они увеличивают мощность воздушной кермы, не внося существенного вклада в поглощенную дозу на клинически значимых глубинах (т.е.  $> 1$  мм в ткани). Низкоэнергетические фотоны обычно возникают во внешних слоях металлической капсулы источника в результате взаимодействия излучения, испускаемого сердечником источника, с экраном (например, характеристического рентгеновского излучения). Значения  $\delta$  зависят от предполагаемого клинического применения и обычно составляют 5 кэВ и 10 кэВ для источников фотонного излучения низкой и высокой энергии соответственно.

Физическое различие между этими двумя величинами состоит в том, что  $\dot{K}_{\delta,R}$  всегда определяется на расстоянии 1 м, тогда как  $S_K$  объединяет расстояние и закон обратных квадратов применительно к изотропному точечному источнику. Это различие важно, поскольку в некоторых случаях расстояние измерения  $d_m$  отличается от опорного расстояния  $d_R = 1$  м. В

этом случае применяется поправочный коэффициент, определяемый по закону обратных квадратов на расстоянии измерения по формуле:

$$\dot{K}_{\delta,R} = \dot{K}_{\delta} \left( \frac{d_m}{d_R} \right)^2 \quad (2)$$

### 3.2. ПОГЛОЩЕННАЯ ДОЗА В ВОДЕ И КОНСТАНТА МОЩНОСТИ ДОЗЫ

Согласно методике, представленной в докладе TG-43 ААФМ (и его более поздних версиях) [79–83], преобразование  $S_K$  в мощность поглощенной дозы в воде в опорной точке  $P(r_0, \theta_0)$ ,  $\dot{D}_{W,R} = \dot{D}_W(r_0, \theta_0)$ , происходит за счет умножения  $S_K$  на константу мощности дозы  $\Lambda$ , которая определяется как мощность поглощенной дозы в воде в опорной точке на единицу  $S_K$  по формуле:

$$\Lambda = \frac{D_W(r_0, \theta_0)}{S_K} \quad (3)$$

Аналогичным образом, преобразование  $\dot{K}_{\delta,R}$  в  $\dot{D}_{W,R}$  при тех же стандартных условиях может быть выполнено с помощью константы мощности дозы  $\Lambda_{r_0}$  [88], которая определяется по формуле:

$$\Lambda_{r_0} = \frac{D_W(r_0, \theta_0)}{\dot{K}_{\delta,R}} \quad (4)$$

$\Lambda$  и  $\Lambda_{r_0}$  специфичны для радионуклида и конкретной модели источника. Для источников фотонного излучения опорная точка обычно задается на расстоянии  $r_0 = 1$  см на поперечной плоскости источника ( $\theta_0 = 90^\circ$ ) (см. рис. 1 для опорной системы координат). Согласованные данные по константам мощности дозы основных источников, имевшихся на рынке на момент подготовки данной публикации, можно найти в литературе [23, 79–83]. Единицей измерения  $\Lambda$  обычно является  $\text{см}^{-2}$ , тогда как  $\Lambda_{r_0}$  — безразмерная величина. Текущие данные об источниках, отвечающих требованиям ААФМ, также доступны в режиме онлайн в совместном реестре источников для брахитерапии ААФМ/«ИРОК-хьюстон» [89]. Данные об источниках можно также найти на других сетевых ресурсах [90, 91].



### 3.3. РЕКОМЕНДУЕМЫЕ ВЕЛИЧИНЫ ДЛЯ КАЛИБРОВКИ

В этом разделе описаны рекомендуемые величины для спецификации мощности источников для брахитерапии, которые рассматриваются в настоящих практических рекомендациях. Все эти типы источников могут быть откалиброваны при помощи проточной ионизационной камеры колодезного типа со специальным держателем для установки источника в центр камеры.

#### 3.3.1. Радиоактивные источники фотонного излучения

В качестве эталонной величины для спецификации мощности радиоактивных источников фотонного излучения МКРЕ [43, 85–87] рекомендует использовать ОМВК  $\dot{K}_{\delta,R}$ . ААФМ [37, 79, 81] и Национальный институт стандартов и технологий (НИСТ) рекомендуют использовать СВК  $S_K$ . В настоящее время в большинство существующих СПЛ для выполнения расчетов распределения дозы введена величина  $S_K$ .

#### 3.3.2. Бета-излучающие радиоактивные источники

В отличие от радиоактивных источников фотонного излучения, мощность бета-излучателей не выражается в единицах  $S_K$  или  $\dot{K}_{\delta,R}$ . Рекомендуемой величиной для спецификации мощности источников бета-излучения является мощность поглощенной дозы в воде на опорном расстоянии  $r_0$  в воде от внешней поверхности источника,  $\dot{D}_w(r_0)$ , вдоль оси симметрии источника. Рекомендуемое опорное расстояние калибровки источников для ВСБТ  $r_0 = 2$  мм [28]. Хотя измерения на столь коротком расстоянии проводить сложно, это расстояние выбрано с учетом малой глубины проникновения, значимости с точки зрения клинических применений «и сложности точного определения дозы на поверхности источников» [87].

### 3.4. ЯДЕРНЫЙ РАСПАД: ПЕРИОДЫ ПОЛУРАСПАДА И СТАНДАРТ ДАТЫ И ВРЕМЕНИ

Неверный расчет периода полураспада  $t_{1/2}$  или его ненадлежащая актуализация были одними из главных источников ошибок и неправильного назначения лечения при проведении брахитерапии в прошлом [11, 12, 92]. На самом деле рекомендуется точно рассчитывать активность источника и обновлять этот параметр в соответствии с датой и временем проведенного

измерения или лечения, поскольку от них зависит мощность получаемой пациентом дозы.

### 3.4.1. Стандартные периоды полураспада

Период полураспада уникален для каждого радионуклида и является совершенно необходимым параметром для определения активности источника на момент лечения. Данные о стандартных  $t_{1/2}$  можно найти в литературе [93–97] и на сетевых ресурсах [98–102]. Рекомендуемые периоды полураспада для некоторых радионуклидов, используемых в брахитерапии, приведены в таблице 3. Для пересчета единиц измерения из лет (л.) в дни (д.) применяется коэффициент  $365,242198 \text{ д л}^{-1}$ , и полученное значение при необходимости округляется [103].

### 3.4.2. Стандарт даты и времени

Поскольку дата и время являются совершенно необходимыми параметрами для точной оценки текущей активности источника, важно использовать соответствующий стандарт для их определения. С этой целью Международная организация по стандартизации (ИСО) выпустила

ТАБЛИЦА 3. РЕКОМЕНДУЕМЫЕ ПЕРИОДЫ ПОЛУРАСПАДА  
ДЛЯ РАДИОНУКЛИДОВ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ В БРАХИТЕРАПИИ

Радионуклид	Название элемента	Атомный номер $Z$	Основной тип распада, используемый в брахитерапии	Полураспад $t_{1/2}$
Co-60	Кобальт	27	$\gamma$	$1\,925,21 \pm 0,29 \text{ д.}$ [95]
Sr-90	Стронций	38	$\beta$	$28,80 \pm 0,07 \text{ л.}$ [95]
Rh-106	Рутений	44	$\beta$	$371,5 \pm 2,5 \text{ д.}$ [97]
Pd-103	Палладий	46	$\gamma$	$16,991 \pm 0,019 \text{ д.}$ [100]
I-125	Иод	53	$\gamma$	$59,388 \pm 0,028 \text{ д.}$ [96]
Cs-131	Цезий	55	$\gamma$	$9,689 \pm 0,016 \text{ д.}$ [100]
Cs-137	Цезий	55	$\gamma$	$30,05 \pm 0,08 \text{ л.}$ [95]
Ir-192	Иридий	77	$\gamma$	$73,827 \pm 0,013 \text{ д.}$ [94]

ТАБЛИЦА 4. РЕКОМЕНДУЕМОЕ ОТОБРАЖЕНИЕ МЕСТНОЙ КАЛЕНДАРНОЙ ДАТЫ И ВРЕМЕНИ СУТОК (согласно [104])

	Календарная дата	Время суток
Расширенный формат	YYYY-MM-DD	h:m:s
Конкретный формат (например, 24 ноября 2010 года, 21 час, 5 минут и 30 секунд)	2010-11-24	21:05:30

**Примечание.** Цифры, используемые для представления символов в компоненте временной шкалы: Y: календарный год; M: календарный месяц; D: календарный день; h: час на часах; m: минута на часах; s: секунда на часах.

стандарт 8601:1-2019, устанавливающий последовательные правила отображения даты и времени в числовом формате и их обмена между странами [104]. Рекомендуемое отображение календарных дат и времени суток приведено в таблице 4. Рекомендуемый стандарт времени — это всемирное координированное время (ВКВ), которое является общепринятым мировым стандартом времени и на основе которого определяется местное время.

## 4. КОНТРОЛЬНО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ ПРИБОРЫ

### 4.1. СИСТЕМА ДОЗИМЕТРИИ НА ОСНОВЕ ПРОТОЧНОЙ ИОНИЗАЦИОННОЙ КАМЕРЫ КОЛОДЕЗНОГО ТИПА

Как будет подробнее говориться ниже в настоящей публикации, рекомендуемый метод измерения мощности основных источников для брахитерапии основан на использовании проточной ионизационной камеры колодезного типа, обычно называемой *камерой колодезного типа*. Система дозиметрии в брахитерапии рассматривается как комбинация следующих компонентов:

- а) камеры колодезного типа, сообщающейся с атмосферой;

- b) держателя источника для размещения источника внутри камеры колодезного типа;
- c) электрометра;
- d) удлинительного кабеля (если требуется).

Описание каждого из этих компонентов приведено ниже. Поскольку важной частью системы дозиметрии является также метод проверки постоянства показаний камеры колодезного типа, в разделе 8.5 рассматриваются рекомендуемые дополнительные принадлежности и методы.

Система должна храниться в подходящем месте (особенно с точки зрения физической безопасности и контроля условий внешней среды) и эксплуатироваться только персоналом, имеющим соответствующий допуск. В данных практических рекомендациях также рекомендуется доставлять измерительную систему на место за некоторое время до начала измерений, поскольку дозиметру требуется время, чтобы прийти в равновесие с внешней средой. Поскольку камеры колодезного типа тяжелее и крупнее других, более мелких измерительных устройств, таких как ионизационные камеры наперсткового типа, для приведения их в равновесие обычно требуется больше времени. Перед началом измерений системе требуется время для прогрева. Пользователи должны обратиться к соответствующему руководству для получения информации о рекомендуемом времени прогрева.

#### **4.1.1. Камера колодезного типа**

Рекомендуемая камера колодезного типа — это камера, которая предназначена для дозиметрии в брахитерапии и может использоваться для определения мощности источников для брахитерапии с НМД и ВМД. Рекомендуется использовать только камеры проточного типа (которые сообщаются с атмосферой). Герметичные камеры для измерений использовать не рекомендуется, так как со временем они могут начать протекать, что может привести к изменению их калибровочных коэффициентов. В частности, для брахитерапевтических измерений не следует использовать камеры колодезного типа под давлением, обычно используемые в ядерной медицине, поскольку они имеют калибровочные настройки для радионуклидов ядерной медицины, а не для источников для брахитерапии, и дают показания в единицах активности. Использование камеры, ранее применявшейся в практике ядерной медицины, также может привести к загрязнению держателя источника и/или камеры.

Конструкция типичной камеры колодезного типа в разрезе показана на рис. 2. Камера имеет цилиндрическую внешнюю стенку и внутреннюю

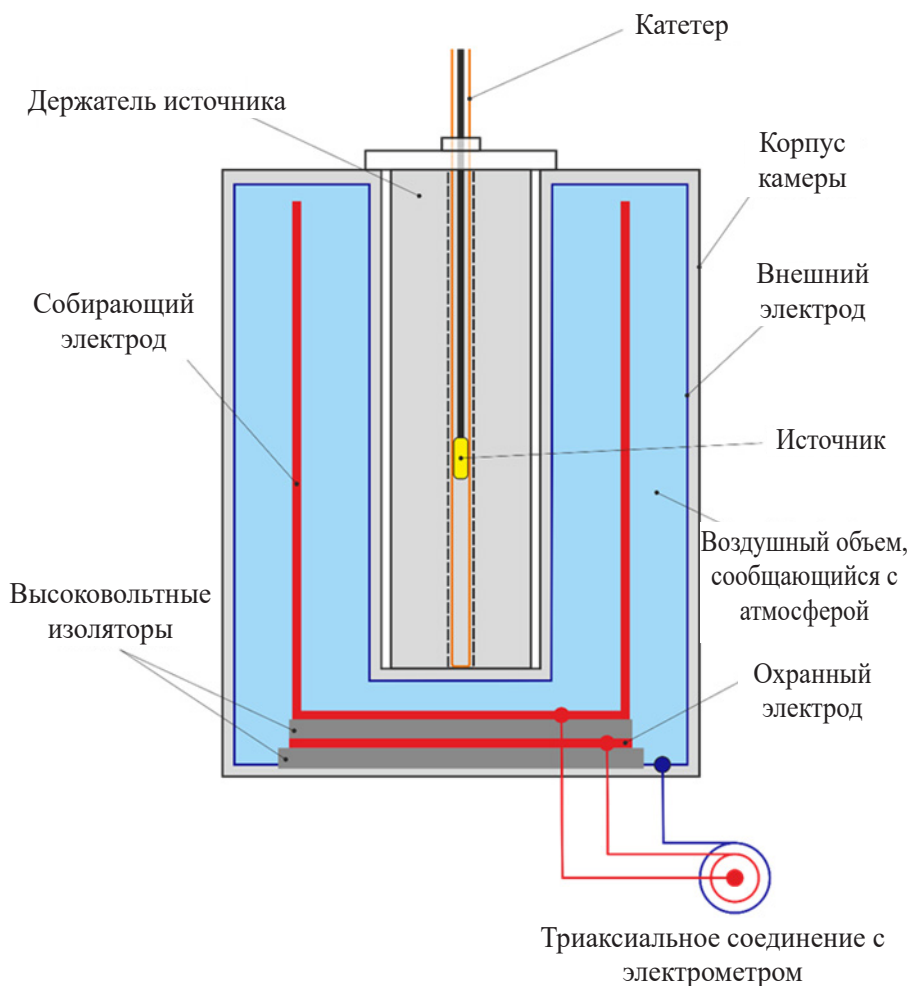


РИС. 2. Типичная конструкция камеры колодезного типа в разрезе. Реальные камеры колодезного типа от разных производителей могут выглядеть по-иному. С НМД-зернами используется другой держатель источника, без катетера.

стенку, в которой имеется отверстие для ввода и размещения источника внутри колодца на определенном расстоянии от дна камеры. Для этого используется съемный держатель источника, также показанный на рисунке. Камера колодезного типа имеет три электрода, как и другие ионизационные камеры. Триаксиальный кабель подключен к электрометру, который измеряет ионизационный ток и создает высокое напряжение между центральным собирающим электродом и внешним электродом. Охранный электрод находится между внешним и собирающим электродами

и отделен от них высоковольтным изолятором. Электрический потенциал охранного электрода всегда равен потенциалу, подаваемому на собирающий электрод, чтобы не происходило утечки собранного заряда через изолятор во внешнюю среду. Градиент напряжения между внешним и собирающим электродами определяет знак заряда (отрицательный или положительный), собранного электродом.

Если бы камера была идеальной, ее показания не зависели бы от положения источника для брахитерапии внутри колодца, но все реальные камеры обычно имеют так называемую опорную точку, где сигнал камеры максимален. Длина опорной точки, определяемая для единичного источника как полная ширина при 95% максимального сигнала, должна быть как можно больше и непременно больше, чем самый длинный размер измеряемого источника.

#### **4.1.2. Держатели источников в камерах колодезного типа**

Держатель источника используется для создания воспроизводимого положения источника в полости камеры. Поскольку держатель источника является частью цепочки калибровки с учетом влияющих величин, измерения всегда должны производиться с соответствующим держателем, изготовленным производителем для данной модели источника и камеры колодезного типа. Держатели одной и той же модели не следует переставлять из одной камеры колодезного типа в другую, иначе калибровка камеры колодезного типа будет нарушена. Для обеспечения повторяемости измерений некоторые держатели источников имеют риск на верхней поверхности, которая должна быть путем вращения совмещена с риской на корпусе камеры колодезного типа.

Держатели ВМД- и НМД-источников отличаются друг от друга, и их не следует смешивать. Наиболее распространенным материалом, используемым для держателей ВМД-источников, является полиметилметакрилат (ПММА) или металл с низким  $Z$ . В некоторых случаях добавляется теплоизолятор с низкой массой (обычно стироловый пенопласт) [105]. Окружая центральную алюминиевую трубку, изолятор поддерживает тепловое равновесие между собирающим объемом и источником во время измерения, поскольку из-за более высокой активности ВМД-источников может выделяться тепло. В случае НМД-зерен держатель источника состоит из центральной пластиковой трубки, закрепленной на раме с малой массой и низким  $Z$  для размещения зерна (зерен) в одном и том же положении в центре камеры колодезного типа.

### 4.1.3. Электрометры, кабели и разъемы

Электрометр используется для измерения ионизационного тока и заряда. Электрометр обычно имеет разные режимы работы, например непрерывный и триггерный сбор заряда. Некоторые современные электрометры чувствительны к току, а не к заряду, и поэтому может оказаться предпочтительным измерение тока. В этой связи важно понимать, какой режим измерения предпочтителен для используемого электрометра.

Можно установить полярность поляризирующего напряжения, подаваемого электрометром, чтобы камера колодезного типа работала с тем же градиентом напряжения между внутренним (собирающим) электродом и внешним электродом, что и во время калибровки в калибровочной лаборатории. Если пользователь камеры колодезного типа измеряет тот же знак заряда/тока (отрицательный или положительный), который был измерен в калибровочной лаборатории, нет необходимости применять поправочный коэффициент на полярность.

Также важно, чтобы можно было варьировать напряжение, подаваемое электрометром, для определения поправочного коэффициента на рекомбинацию ионов,  $k_s$  (т.е. обратной величины эффективности сбора ионов) [36, 106].

Другими важными параметрами при выборе электрометра являются диапазон измерения тока/заряда и разрешение, линейность и дрейф нуля. Рекомендуется, чтобы электрометр, подключенный к ионизационной камере, был способен измерять ионизационные токи до 200 нА для ВМД-источников и имел разрешение на уровне фемтоампер для НМД-источников. Большинство имеющихся сегодня на рынке электрометров отвечают этим требованиям, но для проверки на соответствие требованиям более старых приборов могут потребоваться испытания и исследования.

### 4.1.4. Разъемы и удлинительные кабели

Важной частью измерительной системы являются разъемы электрометра и камеры колодезного типа. Чаще всего во внутренней части разъема скапливается пыль. Процедуру чистки разъема следует проводить через регулярные промежутки времени либо всякий раз, когда появляются признаки дрейфа нуля или тока утечки. После визуального осмотра разъема можно использовать сухой сжатый воздух без масла для удаления пыли и загрязнений.

Во многих случаях для соединения камеры колодезного типа и электрометра требуется удлинительный кабель, и для обеспечения

надлежащей работы кабеля проводится дополнительный визуальный осмотр и проверка на ток утечки.

## 4.2. ИОНИЗИРУЮЩИЕ КАМЕРЫ КОЛОДЕЗНОГО ТИПА ЭТАЛОННОГО КЛАССА

Детекторы, используемые для калибровки источников для брахитерапии, должны соответствовать минимальному уровню эксплуатационных требований, чтобы работа прибора не оказывала негативного влияния на процедуру измерения. Разработаны спецификации для ионизационных камер эталонного класса, используемых для ДЛТ [107–109], и поэтому целесообразно разработать аналогичную спецификацию для камер колодезного типа.

### 4.2.1. Спецификация камер колодезного типа эталонного класса

- a) Сообщение с атмосферой. Для проведения измерений в брахитерапии рекомендуется использовать только негерметичные камеры, не находящиеся под давлением.
- b) Размер колодца. Камера должна быть достаточно большой, чтобы вместить измеряемый источник, при этом приближаясь к геометрии 4л, чтобы минимизировать влияние вращательной ориентации источника в колодце. Для единичного источника это означает, что глубина колодца должна составлять не менее 100 мм, а диаметр колодца — около 30 мм.
- c) Ток утечки. Ток утечки определяется как сигнал, измеренный в отсутствие источника в колодце ионизационной камеры. Скорее всего, он имеет электрическую природу (т.е. токи утечки возникают между проводниками внутри ионизационной камеры, соединительного кабеля или электрометра), но также может быть вызван внешними источниками излучения (из-за высокой чувствительности камеры). В любом случае рекомендуется, чтобы сигнал утечки составлял менее 0,1% от показаний, полученных в присутствии источника (для ВМД/ИМД-источника). Рекомендуется, чтобы в отсутствие источника ток утечки составлял  $< 50$  фА без больших положительных и отрицательных колебаний.
- d) Опорная точка и длина опорной точки (отклик в зависимости от положения на оси). При использовании стандартных держателей источников и с учетом цилиндрической симметрии в конструкции камеры единственной переменной, связанной с опорной точкой, является положение на продольной оси относительно дна колодца.



Хотя интуитивно можно сделать вывод, что положение опорной точки постоянно, может отмечаться некоторая изменчивость от источника к источнику. Длина опорной точки, определяемая для единичного источника как полная ширина при 95% максимального сигнала, должна быть как можно больше; рекомендуется, чтобы она была более 50 мм. Рекомендуется, чтобы опорная точка имела как минимум 30 мм в длину или была больше, чем самый длинный размер измеряемого источника. Для работы с зернами, соединенными в цепь, может потребоваться большая длина опорной точки — не менее 100 мм.

- e) Поправки на рекомбинацию ионов и полярность. В целом, при измерении источников фотонного излучения для брахитерапии поправки на рекомбинацию ионов и полярность незначительны. Рекомендуется, чтобы рекомбинация ионов составляла менее 0,2%. Поправку на полярность делать не требуется, если пользователь эксплуатирует камеру колодезного типа с теми же настройками напряжения и полярности, которые использовались в калибровочной лаборатории.
- f) Величина сигнала (чувствительный объем) и динамический диапазон. Эти два компонента связаны между собой тем, что они зависят от чувствительного объема детектора камеры и характеристик электрометра. Для прибора эталонного класса желательно иметь единую систему, способную с одинаковой точностью измерять как ВМД-, так и НМД-источники. Обычно это достигается с помощью ионизационной камеры, собирающей объем которой составляет приблизительно 200 см<sup>3</sup> (при нормальном давлении 101,325 кПа), в сочетании с электрометром, способным измерять токи в диапазоне от 200 пА до 200 нА с одинаковой достоверностью и точностью. Кроме того, электрометры оснащены цифровыми дисплеями. Необходимо иметь минимальное разрешение в размере 0,1% от типичного показания для того, чтобы избежать влияния ошибок, связанных с переводом результатов измерений в цифровую форму.
- g) Энергетический отклик. Идеальный детектор не будет чувствительным к изменению диапазона энергий фотонов, испускаемых радиоактивными источниками, по сравнению с диапазоном, использованным при калибровке. Конструкция камеры, которая сообщается с атмосферой, имеет тонкие стенки, необходимые для минимизации ослабления фотонов низкой энергии. Но ввиду вариаций отклика в зависимости от энергии устранить энергетическую зависимость невозможно. Для камер, сообщающихся с атмосферой, с тонкой внутренней стенкой эта энергетическая зависимость не будет оказывать существенного влияния на измерения, поскольку рекомендуется использовать калибровочные

коэффициенты, зависящие от конкретной модели источника. Для камер с более толстыми стенками требуется дополнительное определение характеристик пользователем с целью убедиться, что незначительные вариации между источниками не увеличиваются из-за сильного ослабления излучения стенками.

- h) Чувствительность к условиям внешней среды. Влияние параметров внешней среды (т.е. температуры  $T$ , давления  $P$ , относительной влажности  $RH$ ) на изменение плотности воздуха учитывается при помощи стандартных методов для ионизационных камер. Влажность окружающего воздуха может иметь значительные последствия (изменение токов утечки, механическая стабильность (разбухание) и т.д.). Влияние относительной влажности на камеры колодезного типа было исследовано [110], и предполагается, что отклик камеры эталонного класса для диапазона  $15\% < RH < 80\%$  не должен изменяться более чем на 0,3%.
- i) Краткосрочная повторяемость. После рекомендованного периода прогрева идеальная камера не будет демонстрировать изменений в отклике при введении в нее конкретного источника для брахитерапии несколько раз. Любая вариация сигнала в зависимости от времени, кроме той, которая вызвана распадом источника, повлияет на результаты измерения. Эта проблема была обстоятельно изучена для цилиндрических и плоскопараллельных ионизационных камер, используемых в ДЛТ, но данных по камерам колодезного типа недостаточно. Тем не менее имеет смысл использовать спецификацию, аналогичную указанной в [107, 111], согласно которой сигнал от ионизационной камеры должен стабилизироваться в течение 10 минут, а разница между начальным и равновесным показаниями не должна превышать 0,5%. Рекомендуется, чтобы после стабилизации краткосрочная повторяемость была в пределах 0,1%. Повторяемость может означать разные вещи, но в данном случае под ней понимается стандартное отклонение набора повторных показаний как для источника, зафиксированного в нужном положении, так и при его перемещении вперед и назад. В случае дозиметрии для БТ с НМД стандартное отклонение, связанное с краткосрочной повторяемостью, может быть выше.
- j) Долгосрочная стабильность. При надлежащем техническом обслуживании камеры колодезного типа обеспечивают очень высокую стабильность показаний на протяжении многих лет, демонстрируя стандартное отклонение коэффициентов при повторной калибровке ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  менее 0,15% [112, 113]. Стабильность показаний

электрометра рекомендуется поддерживать в пределах 0,2% в течение двух лет [59, 114].

- к) Держатель источника. Держатель источника для каждой модели источника является неотъемлемой частью системы дозиметрии в брахитерапии. Только при наличии держателя источника, подходящего для измеряемого источника, камера колодезного типа может считаться камерой эталонного класса и обеспечивать корректную работу. Комбинация ионизационной камеры колодезного типа и держателя источника калибруется для конкретной модели источника. Для камер колодезного типа с универсальными держателями источника, где гибкий пластиковый катетер или стальная игла должны вставляться в центральное отверстие держателя источника, катетер или игла становятся частью системы вторичных эталонов. Сертификат о калибровке должен содержать описание измерительной установки, которая использовалась в калибровочной лаборатории. Важно, чтобы камера колодезного типа использовалась с подходящими принадлежностями. Использование иных типов держателей источников и/или катетеров или игл может сделать недействительным калибровочный коэффициент, указанный в сертификате о калибровке.

#### **4.2.2. Существующие камеры колодезного типа эталонного класса**

На основании спецификации, приведенной в предыдущем разделе, было определено, что существующие сегодня на рынке камеры, которые могут считаться приборами эталонного класса, — это камеры, представленные в таблице 5. Эти камеры подходят для использования как в калибровочных лабораториях, так и в лечебных учреждениях.

Камеры колодезного типа с большей активной длиной, такие как Standard Imaging IVB 1000, были разработаны специально для измерения мощности длинных цепей источников, обычно используемых для внутрисосудистой брахитерапии. С точки зрения объема, чувствительности, отклика в зависимости от положения на оси и местоположения осевой точки максимального отклика камеры их свойства отличаются от свойств камер колодезного типа, предназначенных для измерения одиночных источников.

К числу камер, произведенных ранее и, возможно, еще находящихся в эксплуатации, которые, как считается, соответствуют спецификации, относится модель PTW 33004, также распространяемая под наименованием Nucletron SDS Type 077.09X. Ее технические характеристики также приведены в таблице 5. Другие камеры могут считаться камерами эталонного класса, если будет доказано, что их характеристики соответствуют приведенной выше спецификации.

ТАБЛИЦА 5. ТЕХНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ КАМЕР КОЛОДЕЗНОГО ТИПА ЭТАЛОННОГО КЛАССА, ПУБЛИКУЕМЫЕ ПРОИЗВОДИТЕЛЯМИ

	Standard Imaging IVB 1000	Standard Imaging HDR 1000 Plus	PTW 33005 Sourcecheck <sup>4π</sup>	PTW 33004 <sup>a,b,c</sup>
Активный объем (см <sup>3</sup> ) <sup>d</sup>	475	245	116	164
Типичное поляризующее напряжение (В)	300	300	400	400
Номинальная чувствительность <sup>e</sup>	2,1 пА U <sup>-1</sup> (Cs-137) 2,2 пА U <sup>-1</sup> (ВМД Ir-192) 2,4 пА U <sup>-1</sup> (НМД Ir-192) 4,3 пА U <sup>-1</sup> (I-125) 2,3 пА U <sup>-1</sup> (Pd-103)	2,0 пА U <sup>-1</sup> (Cs-137) 2,1 пА U <sup>-1</sup> (ВМД Ir-192) 2,3 пА U <sup>-1</sup> (НМД Ir-192) 4,3 пА U <sup>-1</sup> (I-125) 2,1 пА U <sup>-1</sup> (Pd-103)	125 фА МБк <sup>-1</sup> (Ir-192) 65 фА МБк <sup>-1</sup> (I-125)	120 фА МБк <sup>-1</sup> (Ir-192)
Типичный отклик в зависимости от положения на оси <sup>f</sup>	±0,3% на 100 мм	±0,5% на 25 мм	< 3% на ±17,5 мм (Ir-192) < 3% на ±20 мм (I-125)	< 3% на ±17,5 мм (Ir-192) < 3% на ±19,5 мм (Co-60)
Стабильность	0,2% за 2 года	0,2% за 2 года	≤ ±1 % за год	≤ ±1 % за год
Ток утечки (фА)	< 50	< 50	≤ 50	< 500

<sup>a</sup> Также распространяется компанией «Нуклетрон/Электа» как система дозиметрии источников (СДИ) 077.09X.

<sup>b</sup> Отсутствует на рынке.

<sup>c</sup> У этой камеры колодезного типа были обнаружены некоторые неожиданные особенности поведения, включая значительный объем нежелательного обнаружения. Детектор может использоваться как прибор для передачи калибровок источников, однако для оптимального использования рекомендуется принять соответствующие меры предосторожности [115].

<sup>d</sup> Сообщается с атмосферой.

<sup>e</sup> 1 U = 1 мкГр·м<sup>2</sup>·ч<sup>-1</sup>.

<sup>f</sup> Вокруг опорной точки камеры колодезного типа и вдоль ее центральной оси.

Производителям камер колодезного типа рекомендуется предоставлять пользователю следующую информацию о своих продуктах:

- a) величина активного объема и то, сообщается ли он с атмосферой;
- b) диапазон измерений в единицах ОМБК (или  $S_K$ ) для каждого возможного радионуклида, который может быть измерен;
- c) диапазон поляризующего напряжения;
- d) требования к условиям внешней среды (температура, давление, относительная влажность);
- e) основные электрические характеристики (например, чувствительность, ток утечки, стабильность, подключение проводов и кабелей);
- f) модели источников и основные характеристики держателей источников, а также приблизительное расстояние от основания колодца камеры до опорной точки.

#### 4.2.3. Настройка камер колодезного типа

Для моделей, указанных в таблице 5, проверять характеристики конкретной камеры колодезного типа по спецификации, приведенной в разделе 4.2.1, нет необходимости. Вместе с тем провести наладочные измерения с целью убедиться в том, что детектор работает так, как ожидается, и пригоден для выполнения поставленных задач, все же необходимо. Важно отметить, что, прежде чем можно будет начать использование системы камера — электрометр — держатель, не нужно проводить все испытания. Например, установить долгосрочную повторяемость до ввода системы в эксплуатацию нереально, но такой мониторинг должен быть частью текущих процедур контроля качества (КК) в ДЛВЭ/лечебном учреждении (раздел 8.5). Кроме того, камеры колодезного типа будут настраиваться по отдельности для всех источников разного типа, которые используются в калибровке и клинической практике.

В таблице 6 указаны рекомендуемые наладочные испытания для камеры колодезного типа и соответствующие допуски [116]. Результаты оценки испытаний должны соответствовать спецификациям производителя, особенно если они более строгие, чем зафиксированные допуски. Если заданные пределы превышены, требуется дальнейшее исследование.

В качестве дополнительного наладочного испытания, чтобы обеспечить дополнительную уверенность в том, что система работает надлежащим образом, рекомендуется измерить мощность источника, используя известный калибровочный коэффициент уже эксплуатируемой камеры колодезного типа. Измеренную мощность источника необходимо сравнить с мощностью, указанной в паспорте источника, с поправкой на

ТАБЛИЦА 6. НАЛАДОЧНЫЕ ИСПЫТАНИЯ КАМЕРЫ КОЛОДЕЗНОГО ТИПА И СООТВЕТСТВУЮЩИЕ ДОПУСКИ ДЛЯ ПРИБОРОВ ЭТАЛОННОГО КЛАССА (РЕЗУЛЬТАТЫ ОЦЕНКИ ИСПЫТАНИЙ ДОЛЖНЫ СООТВЕТСТВОВАТЬ ТАКЖЕ СПЕЦИФИКАЦИЯМ ПРОИЗВОДИТЕЛЯ)

Испытание	Допуски
<p>Механическая целостность                      Может быть проверена путем физического осмотра; радиографические снимки системы также могут помочь обнаружить внутренние повреждения или неплотное соединение кабелей.</p>	<p>Отсутствие повреждений или неплотных кабельных соединений; свободное вентиляционное отверстие.</p>
<p>Ток утечки                      Следует измерять методом, описанным в разделе 8.2.3.4. Проверяется также удлинительный кабель, если он используется в стандартных условиях измерения. Ввиду низкого ионизационного тока от НМД-источников для таких источников не рекомендуется использовать удлинительный кабель.</p>	<p><math>&lt; 0,1\%</math> сигнала                      для ВМД/ИМД-источника;  <math>&lt; 1\%</math> для НМД-источника.</p>
<p>Длина опорной точки                      Для ее количественного определения используется процедура установления опорной точки (см. раздел 8.2.1).</p>	<p><math>&gt; 3</math> см (или больше, чем длина измеряемого источника)                      для ВМД/ИМД/НМД-источников для брахитерапии.</p>
<p>Рекомбинация ионов                      Должна измеряться, когда источник находится в опорной точке, при помощи метода, описанного в разделе 8.2.3.7.</p>	<p><math>\leq 0,2\%</math>                      для ВМД/ИМД/НМД-источников для брахитерапии.</p>

ТАБЛИЦА 6. НАЛАДОЧНЫЕ ИСПЫТАНИЯ КАМЕРЫ КОЛОДЕЗНОГО ТИПА И СООТВЕТСТВУЮЩИЕ ДОПУСКИ ДЛЯ ПРИБОРОВ ЭТАЛОННОГО КЛАССА (РЕЗУЛЬТАТЫ ОЦЕНКИ ИСПЫТАНИЙ ДОЛЖНЫ СООТВЕТСТВОВАТЬ ТАКЖЕ СПЕЦИФИКАЦИЯМ ПРОИЗВОДИТЕЛЯ) (продолжение)

Испытание	Допуски
<p>Эффект полярности            Должен измеряться, когда источник находится в опорной точке, при помощи метода, описанного в разделе 8.2.3.6.</p>	<p>Если камера работает при том же поляризующем напряжении и градиенте напряжения, которые использовались во время калибровки в калибровочной лаборатории, пользователю не нужно применять поправку на полярность. Это необходимо только в том случае, если поляризующее напряжение и градиент напряжения имеют противоположный знак по сравнению с настройками, которые использовались в калибровочной лаборатории.</p>
<p>Краткосрочная повторяемость            Может быть определена как стандартное отклонение минимум десяти измерений заряда, при этом источник должен находиться в одном и том же положении в течение одного и того же времени (см. раздел 8.4). Необходимо провести два разных теста.</p> <p>а) Измерения повторяются, и источник не извлекается между одним измерением и другим.</p> <p>б) Измерения повторяются, и источник извлекается и вставляется/перемещается обратно между одним измерением и другим.</p>	<p><math>&lt; 0,1\%</math> для ВМД/ИМД-источника<sup>а</sup>;  <math>&lt; 1\%</math> для НМД-источника<sup>а</sup>.</p>

<sup>а</sup> Значения допусков применимы как к тесту а), так и к тесту б).

радиоактивный распад. Обычно рекомендуется, чтобы разница составляла  $< 3\%$  для ВМД/ИМД-источников и  $< 5\%$  для НМД-зерен<sup>1</sup>. При более значительных расхождениях рекомендуется проводить исследование. Рекомендуется, чтобы измеренная мощность источника и мощность источника, указанная в паспорте источника, совпадали в пределах их расширенных неопределенностей ( $k = 2$ ).

Подробные сведения о настройке электрометра можно найти в другой публикации [117]. Для камер, не указанных в таблице 5, необходимо провести более детальное исследование, чтобы определить характеристики эталонного класса и, следовательно, пригодность для определения ОМВК.

#### 4.3. ОБОРУДОВАНИЕ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ БРАХИТЕРАПИИ С ВМД

Устройство афтерлодинга для брахитерапии с ВМД — это управляемая компьютером система, которая может перемещать источник высокого уровня активности (например, 370 ГБк <sup>192</sup>Ir или 74 ГБк <sup>60</sup>Co) из экранированного контейнера для хранения в определенную точку аппликатора, а затем возвращать источник обратно в контейнер по истечении заданного времени облучения. Устройства афтерлодинга управляются с компьютерного пульта, а некоторые производители выпускают дополнительные панели управления с сенсорными экранами для легкого и быстрого выполнения команд управления (см. рис. 3). Еще одна важная функция пульта управления — поддерживать значение мощности источника в актуальном состоянии, чтобы оно соответствовало фактической мощности установленного источника.

В устройствах афтерлодинга, использующих технологию шагающего источника, единственный источник, обычно прикрепленный лазерной сваркой к одному концу кабеля источника, перемещается по аппликаторам шагами, заранее определенными программой. Индексатор устройства афтерлодинга направляет кабель источника из контейнера для хранения в одно из отверстий/каналов на передней поверхности устройства. К устройству афтерлодинга можно подсоединить несколько ампулопроводов (например, до 40). Компьютер перемещает источник из контейнера для хранения в устройство афтерлодинга по заданному каналу, устанавливая его в запрограммированное положение в аппликаторе. Эти места называются положениями радиоактивного источника, и источник может находиться в них в течение заданного времени, называемого временем облучения. Положения источника и время облучения в каждом канале полностью

---

<sup>1</sup> Рекомендуется использовать среднее значение измеренной ОМВК для выборки из минимум 5 НМД-зерен.



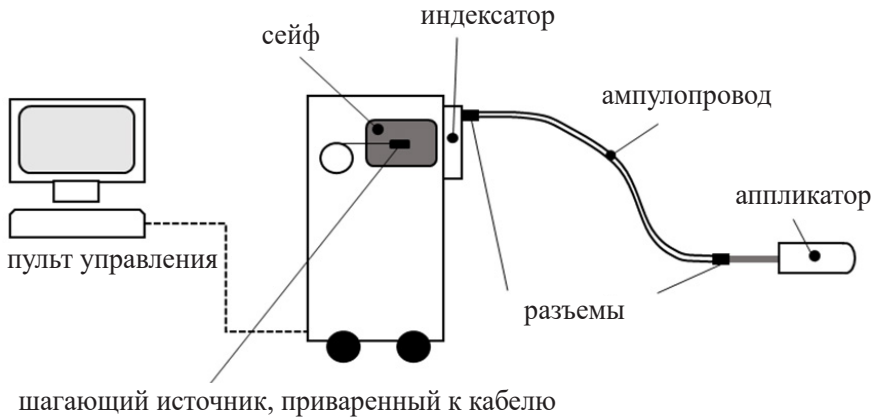


РИС. 3. Упрощенная схема оборудования для брахитерапии с ВМД, соединенного с (цилиндрическим) аппликатором.

программируются, что обеспечивает высокий уровень гибкости в доставке дозы при применении брахитерапии в клинических условиях. Время облучения рекомендуется корректировать с учетом распада источника.

Контейнеры для хранения источников обычно изготавливаются из вольфрама. Типичный контейнер максимальной емкости для ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  и  $^{60}\text{Co}$  требует разрешения уполномоченных органов на продажу и определяется нормативными требованиями разных стран. Когда источник находится в контейнере, мощность дозы на расстоянии 1 м от головки устройства составляет  $< 1 \text{ мкЗв/ч}$  и  $< 10 \text{ мкЗв/ч}$  для источников  $^{192}\text{Ir}$  и  $^{60}\text{Co}$  соответственно.

Перед каждым выдвиганием кабеля источника шаговый двигатель будет вводить контрольный кабель (с имитатором источника на конце) в запрограммированный канал, чтобы проверить целостность системы. Эта система может обнаружить непроходимость или сужение ампулопровода и/или аппликатора из-за повышенного трения при движении кабеля. Для аппликаторов с закрытым концом контрольный источник достигнет первого возможного положения источника и выдвинется немного дальше, чтобы обнаружить конец аппликатора. Эта дополнительная проверка выполняется для того, чтобы проверить возможные ошибочные настройки для самого дальнего положения источника.

При определенных неисправностях, например если шаговый двигатель не может вернуть источник в контейнер, источник будет возвращен аварийным двигателем постоянного тока с высоким вращающим моментом.

Устройства афтерлодинга с ВМД от разных производителей имеют следующие различия в характеристиках:

- a) перемещение источника осуществляется либо из самого дальнего положения аппликатора назад, либо из самого ближнего положения в направлении последнего запрограммированного положения источника. Скорость источника может достигать  $0,5-0,6 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}$ ;
- b) возможный диапазон положений, в которых может находиться источник в аппликаторе/катетере (например, не менее 400 мм);
- c) количество определяемых положений источника, шаг источника и время облучения (например, определяемое с шагом 0,1 с в диапазоне от 0,1 до 999,9 с на каждое положение источника);
- d) количество раз, когда источник может быть гарантированно выдвинут и возвращен обратно. Как правило, с источником  $^{60}\text{Co}$  это можно проделать примерно в 10 раз больше, чем с источником  $^{192}\text{Ir}$ .

Безопасность устройств афтерлодинга обеспечивается за счет надлежащего функционирования следующих компонентов:

- a) независимая резервная система/двигатель для возврата источника в случае отказа основной системы возврата;
- b) дополнительная рукоятка для ручного возврата источника в экстренных случаях;
- c) измерительная система для проверки возврата источника в контейнер с помощью встроенного детектора излучения (подключенного к визуальному и звуковому индикатору) и, как минимум, либо датчики движения источника, либо переключатели/фотоэлектрические барьеры;
- d) дополнительная независимая система дозиметрического контроля помещения;
- e) вторичный таймер, кодовые датчики для обнаружения движения и проверки положения источника;
- f) работающие кнопки вызова экстренной помощи на пульте и на стенах как внутри, так и снаружи помещения;
- g) блокировка дверей;
- h) защита доступа к пульту управления паролем и аппаратным ключом.

В качестве важного дополнительного элемента системы безопасности следует также иметь портативный дозиметр, поскольку он позволяет независимо убедиться в возврате источника после облучения.

Ампулопроводы — это специфические для конкретного производителя пластиковые трубки, которые, будучи присоединенными к индексатору или каналу устройства афтерлодинга, используются для перемещения источника из контейнера в аппликаторы с целью облучения. При измерениях мощности источника они играют ключевую роль, соединяя устройство афтерлодинга с держателем источника, помещенным внутрь камеры колодезного типа. Таким образом, ампулопроводы и держатели источников являются важной, неотъемлемой частью цепочки измерения мощности источников для брахитерапии. В клинических условиях, в дополнение к держателю источника, необходимо выделить специальный ампулопровод, который будет использоваться исключительно для дозиметрии источника.

На обоих концах ампулопровода имеется разъем, позволяющий надежно закрепить его. Некоторые ампулопроводы имеют шариковые втулки, которые блокируют движение источника, если к нему не прикреплен аппликатор. В некоторых случаях соединение кодируется, чтобы избежать возможных неправильных подключений. Точность позиционирования источника зависит от целостности ампулопровода. Некоторые ампулопроводы допускают небольшую регулировку длины.

Во время измерений ампулопроводы направляются от индексатора устройства афтерлодинга к аппликатору по как можно более прямой линии, поскольку изгиб ампулопроводов может привести к их повреждению. После отсоединения от устройства афтерлодинга изгибов и повреждений ампулопроводов можно избежать, если хранить их в вытянутом горизонтальном положении или подвесить их вертикально в специальном держателе ампулопроводов.

Во время приемочных испытаний оборудования для брахитерапии с ВМД проверяется соответствие терапевтической установки стандартам безопасности и всем специальным нормативным требованиям, предъявляемым к лечебному кабинету и аппаратурной (например, в отношении механических и электрических средств безопасности системы, защитных блокировок, характеристик экранирования, аварийных функций, дозиметрического контроля устройства афтерлодинга). Кроме того, процедура приемки позволяет убедиться в том, что измеренные параметры соответствуют спецификации, указанной в договоре с производителем (например, в том, что касается точности позиционирования, точности синхронизации, целостности и активности источника).

После приемки нового оборудования для брахитерапии с ВМД необходимо провести его комплексную наладку. В случае значительной модернизации аппаратного или программного обеспечения брахитерапевтической системы наладочные работы рекомендуются

повторить. Как в ДЛВЭ, так и в лечебных учреждениях важные этапы наладочных работ включают, среди прочего:

- a) разработку эксплуатационных регламентов и регламентов ГК/КК;
- b) ГК оборудования для брахитерапии с ВМД, включая проверку правильности применения поправки на распад источника на пульте управления лечением;
- c) обучение занятого в процессе лечения персонала.

Информацию о том, как ввести комплексную программу ГК, можно найти в других источниках [10, 37, 118–123].

#### 4.4. ПРИБОРЫ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ПЛОТНОСТИ И ОТНОСИТЕЛЬНОЙ ВЛАЖНОСТИ ВОЗДУХА

Для всех воздушных ионизационных камер, сообщающихся с атмосферой, необходимо учитывать колебания плотности и/или влажности воздуха внутри чувствительного объема. Поскольку прямое измерение обычно не представляется возможным, считается, что будет достаточно точным измерить аналогичные параметры, а именно температуру корпуса камеры колодезного типа и влажность окружающего воздуха. Если поместить температурный зонд либо внутрь колодца в отсутствие держателя источника, либо в непосредственной близости от внешней поверхности корпуса камеры колодезного типа, это позволит получить относительно точную оценку температуры воздуха внутри чувствительного объема. Измерение температуры воздуха в помещении будет достаточным только в том случае, если камера колодезного типа находится в полном тепловом равновесии с помещением, что сложно проверить, и поэтому такой подход не рекомендуется. И ДЛВЭ, и клиническим учреждениям адресуются одни и те же рекомендации, и это объясняется двумя причинами:

- a) точные и недорогие датчики температуры, давления и влажности широко доступны на рынке;
- b) благодаря единообразию оборудования, обеспечивающего высокий уровень достоверности и точности, неопределенность поправок на плотность воздуха составляет очень малую долю от общей неопределенности и вряд ли окажет какое-либо влияние при сравнении результатов, полученных в разных учреждениях.

Могут использоваться приборы, описанные ниже.

- a) Температура. Рекомендуется измерять температуру с точностью до  $0,2^{\circ}\text{C}$  (что приводит к неопределенности вследствие  $k_T$  менее  $0,1\%$ ). Миниатюрные термисторы или платиновые элементы широко доступны на рынке и обеспечивают необходимую точность. Ввиду проблем экологии и здоровья человека, связанных с ртутьсодержащими устройствами, ртутные термометры использовать не рекомендуется.
- b) Давление. Рекомендуемая точность любого датчика давления должна составлять  $0,1$  кПа, что гарантирует, что неопределенность вследствие  $k_p$  составит менее  $0,1\%$ . На рынке широко доступны точные цифровые барометры<sup>2</sup>, в связи с чем отпадает необходимость в использовании ртутных барометров. Для измерения давления воздуха барометру необязательно находиться в помещении, где проводятся измерения источника; главное, чтобы он находился рядом и, в идеале, примерно на той же высоте над уровнем моря. Для небольших корректировок высоты над уровнем моря (например, между разными этажами одного здания) может быть использовано уравнение давления ( $p = \rho gh$ ).
- c) Относительная влажность. Как правило, очень точного измерения влажности не требуется, и рекомендуемая точность составляет  $5\% RH$ . В целом, значения влажности чаще всего используются для принятия решения «да/нет» (т.е. для того, чтобы убедиться, что относительная влажность воздуха в помещении, где будет использоваться ионизационная камера, находится в допустимых пределах (от  $20\%$  до  $70\% RH$ )). Для этого измерения можно использовать любое подходящее и поддающееся калибровке устройство. Предполагается, что диапазон измерений гигрометра будет охватывать как минимум от  $15\%$  до  $80\% RH$ .

Согласно стандарту ИСО/МЭК 17025 [124], все оборудование, которое влияет на калибровку, должно иметь прослеживаемую калибровку. В контексте дозиметрии в брахитерапии это правило обычно соблюдается для камеры колодезного типа и электрометра, но не всегда — для соответствующих датчиков, таких как датчики температуры и давления. В настоящих практических рекомендациях рекомендуется регулярно

---

<sup>2</sup> Следует отметить, что в некоторые смартфоны встроен некалиброванный датчик давления, который может быть полезен для проверки показаний калиброванного барометра. По неофициальным данным, он может выдавать результат с точностью  $0,1\%$ . Однако отсутствие калибровки означает, что такое устройство будет использоваться только в качестве контрольного. Прежде чем использовать эти датчики для вторичной проверки качества в рамках ГК, пользователь должен удостовериться в точности их показаний.

выполнять калибровку термометров и барометров, прослеживаемую до первичных эталонов. Частота повторной калибровки должна определяться опытным путем и зависит от типа используемого прибора [125]. Интервал калибровки гигрометров может быть больше [88]. Вообще говоря, повторная калибровка менее чем через два года, скорее всего, не потребуется, но рекомендуется проводить ежегодные проверки (например, путем сравнения с показаниями вторичных контрольных приборов или путем обмена данными с учреждением-партнером).

## 5. ОСНОВА ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ДОЗИМЕТРИИ

При использовании излучений в медицине, особенно в лучевой терапии, на первый план выходит необходимость точного измерения дозы облучения. В ДЛТ регулярная калибровка дозиметрического оборудования является обычной практикой [40, 126]. Иная ситуация сложилась в брахитерапии, где калибровка не была столь распространенным явлением в прошлом. Производители поставляют источники для брахитерапии вместе с паспортом источника, и во многих случаях источники напрямую используются для лечения пациентов. Однако это не считается правильным, и требуется проведение независимой проверки. При дозиметрии пациента ставится цель достичь адекватного уровня точности, при котором неопределенность значения мощности источника не превышала бы 3% ( $k = 2$ ) [18, 19]. Это достижимо лишь в том случае, если для измерений используются калиброванные дозиметры.

### 5.1. КЛАССИФИКАЦИЯ ПРИБОРОВ И ЭТАЛОНОВ

Приборы могут быть классифицированы по нижеследующим категориям, которые взяты из списка, приведенного в [127].

- a) Первичный эталон. Прибор наивысшего метрологического качества, позволяющий определить единицу данной физической величины без ссылки на другие эталоны той же величины. Точность проверяется путем сличения с эталонами той же величины, хранящимися в других институтах, участвующих в Международной системе измерений (МСИ).

- b) Вторичный эталон. Прибор с установленной точностью и долгосрочной стабильностью, калибровка которого прослеживается до первичного эталона той же физической величины, которая подлежит измерению.
- c) Национальный эталон. Эталон, признанный национальным компетентным органом в качестве основы для присвоения значения всем другим эталонам данной величины в стране.
- d) Рабочий эталон. Прибор наивысшего метрологического качества, имеющийся в данном месте, который регулярно используется для калибровки измерительного оборудования. Поскольку измерения по первичным эталонам сложны и отнимают много времени, их не всегда целесообразно использовать для повседневной калибровки источников для брахитерапии и камер в ДЛПЭ. Поэтому на уровне ДЛПЭ для повседневных калибровок также применяются рабочие эталоны [36].

## 5.2. МЕЖДУНАРОДНАЯ СИСТЕМА ИЗМЕРЕНИЙ

Как указывается в публикации Серии норм безопасности, № GSR Part 3, «Радиационная защита и безопасность источников излучения: Международные основные нормы безопасности» [42], калибровка всех дозиметров, используемых для дозиметрии пациентов и для калибровки источников, должна быть прослеживаемой до эталонов дозиметрической лаборатории. МСИ — это техническая и административная инфраструктура, обеспечивающая проведение измерений на уровне точности, соответствующем поставленной цели [128]. Эталоны, используемые для калибровки, должны прослеживаться до Международной системы единиц (СИ) и могут быть как вторичными, так и первичными. Эта международная система прослеживаемости схематично представлена на рис. 4. Если у страны нет национального эталона, ей необходимо получить доступ к таким эталонам в другой стране.

На рис. 4 показана схема прослеживаемости эталона брахитерапии начиная с ДЛПЭ, которые предоставляют калибровки ДЛВЭ или производителям. Международное бюро мер и весов (МБМВ) в настоящее время не предоставляет калибровок для брахитерапии, но его оценка опорной мощности воздушной кермы принимается в качестве основного опорного значения для сравнений. Периодически ДЛПЭ и ДЛВЭ сравнивают свои эталоны, чтобы убедиться, что они согласуются между собой в пределах заявленных неопределенностей. Пользователям рекомендуется не полагаться напрямую на значения дозиметрии, указанные производителем, а убедиться, что их измерения прослеживаются до ДЛПЭ.

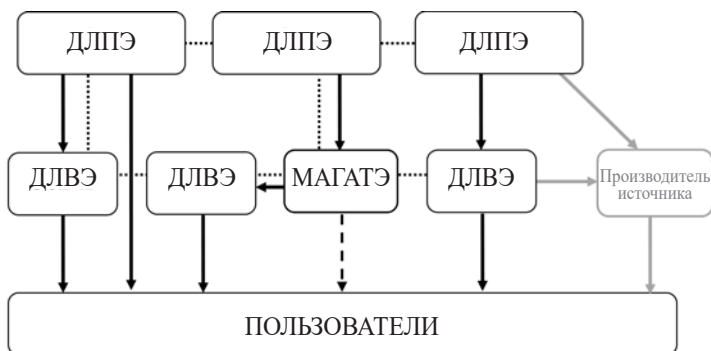


РИС. 4. Упрощенная схема МСИ для дозиметрии в брахитерапии с ВМД. Сплошные черные стрелки обозначают типичные цепочки калибровки, а пунктирные линии указывают на сличение первичных и вторичных эталонов. Пунктирная стрелка указывает на калибровку пользовательского прибора, которая в порядке исключения может быть выполнена МАГАТЭ, если страна располагает очень ограниченными ресурсами и у нее не имеется калибровок для брахитерапии. Серые стрелки обозначают калибровку источника, предоставленную производителем.

Порядок действий для пользователя, прослеживающего значения дозиметрии, различается в зависимости от того, используются ли НМД-зерна или ВМД/ИМД-источник. Пользователю, использующему ВМД-источник в устройстве афтерлодинга, необходимо иметь прослеживаемую калибровку ионизационной камеры колодезного типа, выполненную ДЛВЭ или ДЛПЭ (рис. 4). Значение ОМВК (или СВК), указанное в паспорте источника, является лишь ориентировочным значением для нормативных целей. Что касается НМД-зерен (рис. 5), то в клинической процедуре обычно применяется порядка 100 зерен. Пользователю рекомендуется измерить 10% или как минимум 10 зерен с помощью калиброванной ионизационной камеры колодезного типа и сравнить результаты со значением, указанным производителем. Рекомендуется, чтобы значение, измеренное пользователем, и значение, указанное производителем, расходились не более чем на 5%; если это не так, пользователю необходимо проконсультироваться с производителем и радиационным онкологом [25].

### 5.2.1. Роль ДЛПЭ

ДЛПЭ играют важную роль в цепочке калибровки. Они устанавливают величину и предоставляют ее ДЛВЭ и конечным пользователям. ДЛПЭ выполняют калибровки подходящего дозиметрического оборудования, например камер колодезного типа, но также и радиоактивных



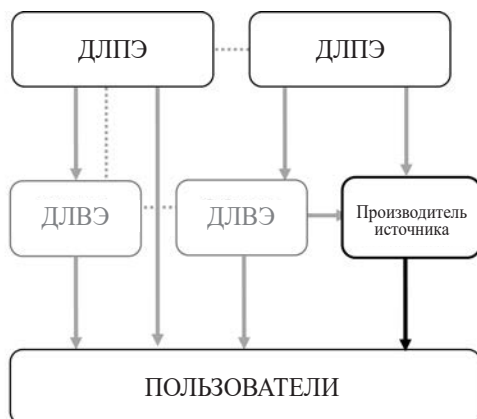


РИС. 5. Упрощенная схема МСИ для дозиметрии в брахитерапии с НМД. Серые стрелки обозначают калибровки, а пунктирные линии указывают на сличение первичных и вторичных эталонов. Черная стрелка показывает типичную цепочку калибровки источника, предоставляемой производителем источника.

источников. В 2020 году в базе данных ключевых сличений МБМВ [129] насчитывалось 13 национальных метрологических институтов или уполномоченных организаций (10 ДЛПЭ и 3 ДЛВЭ), оказывающих услуги по калибровке в единицах ОМВК для нужд брахитерапии. Более подробное описание первичных эталонов и их распространения приведено в нижеследующем разделе.

### 5.2.2. Роль ДЛВЭ

В мире насчитывается только 10 ДЛПЭ, предоставляющих калибровки в единицах ОМВК (или  $S_K$ ), и они не в состоянии обеспечить калибровками всех конечных пользователей. Роль ДЛВЭ заключается в том, чтобы восполнить этот пробел и предоставлять калибровки конечным пользователям. Как правило, в ДЛВЭ хранится национальный эталон страны, и они предоставляют услуги по калибровке в пределах страны или региона. В Соединенных Штатах Америки (США) дозиметрические лаборатории вторичных эталонов называются аккредитованными лабораториями дозиметрической калибровки (АЛДК). В США имеются три АЛДК, которые предоставляют услуги по калибровке для нужд брахитерапии с НМД и ВМД. АЛДК на регулярной основе проводят сличения с эталонами НИСТ. В американских АЛДК имеются источники каждого радионуклида и калиброванная камера колодезного типа.

МАГАТЭ создало сеть ДЛВЭ в сотрудничестве с Всемирной организацией здравоохранения (ВОЗ). Задача сети ДЛВЭ МАГАТЭ/ВОЗ состоит в том, чтобы налаживать и поддерживать связи между конечными пользователями, ДЛВЭ и МСИ. Кроме того, ставится цель добиться последовательности измерений, и практические рекомендации МАГАТЭ способствуют ее достижению. В 2020 году сеть ДЛВЭ насчитывала 86 членов и 16 аффилированных членов [130].

Как следует из годового доклада членов сети ДЛВЭ МАГАТЭ/ВОЗ, существует 28 ДЛВЭ, которые предоставляют услуги по калибровке для нужд брахитерапии. Однако в 2016 году калибровки фактически предоставлялись только четырем ДЛВЭ. По данным обследования, проведенного в 2017 году, в большинстве из них имелась только калиброванная камера колодезного типа и не имелось в наличии источников для брахитерапии. По этой причине перекрестные калибровки часто проводятся в лечебных учреждениях.

Центральной лабораторией сети ДЛВЭ является Дозиметрическая лаборатория МАГАТЭ, и МАГАТЭ предоставляет услуги по калибровке, сличению и аудиту государствам-членам. В 2020 году МАГАТЭ предоставило услуги по калибровке эталонов с использованием ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  и  $^{60}\text{Co}$  и НМД-источников  $^{137}\text{Cs}$ . Текущий список услуг можно найти на сайте сети ДЛВЭ [131].

### 5.2.3. Признание услуг по калибровке

Помимо работоспособной службы калибровки, в калибровочных лабораториях будут иметься соответствующие системы качества и установленные регламенты калибровочных работ. Специалисты, работающие в калибровочных лабораториях (радиационные метрологи), будут иметь специальную квалификацию для выполнения калибровочных работ для нужд брахитерапии [130]. ДЛВЭ будет демонстрировать свои возможности, регулярно участвуя в сличениях и аудитах, а также приглашая внешних экспертов, которые могли бы предоставить доказательства эффективности ее калибровочной деятельности.

Международный комитет мер и весов (МКМВ) разработал соглашение о взаимном признании [132, 133], которое дает возможность получить международное одобрение инфраструктуры для калибровки и измерений. Страны, входящие в Метрическую конвенцию — межправительственную организацию, позволяющую государствам-членам согласованно решать все вопросы, связанные с единицами измерения, — могут добиться международного признания в рамках соглашения МКМВ о взаимном признании. Дозиметрическая лаборатория должна принимать участие

в соответствующих сличениях результатов измерений, а также создать, проверить и утвердить системы менеджмента качества (СМК).

В уставе ДЛВЭ МАГАТЭ установлены минимальные требования к ДЛВЭ, которые желают стать членами сети ДЛВЭ МАГАТЭ/ВОЗ. Кроме того, в этом случае ДЛВЭ должны предоставлять прослеживаемые калибровки, оценивать неопределенности, участвовать в сличениях и демонстрировать качество своих измерений при помощи системы менеджмента качества в соответствии со стандартом ИСО/МЭК 17025 [124].

Международный стандарт ИСО/МЭК 17025 [124] содержит общие требования к компетентности испытательных и калибровочных лабораторий. В нем приведен набор требований, которым должны соответствовать калибровочные лаборатории с целью показать, что они технически компетентны для выполнения той работы, которой занимаются.

Важной составляющей МСИ являются сличения. Несмотря на это, было проведено лишь несколько ключевых сличений [134–138]. МАГАТЭ предоставляет услуги по сличению данных для лучевой терапии, радиационной защиты и лучевой диагностики, но пока не для брахитерапии. Было организовано только одно специальное техническое мероприятие с практическими занятиями по сличению. ДЛВЭ рекомендуется поощрять проведение сличений ОМВК или  $S_K$  и региональных аудитов брахитерапии для обеспечения последовательности дозиметрических измерений в брахитерапии в различных центрах лучевой терапии.

#### **5.2.4. Роль производителя**

В брахитерапии роль производителя состоит в предоставлении радиоактивных источников, которые по мощности соответствуют источникам, заказанным пользователем. Кроме того, к радиоактивным источникам прилагается паспорт источника (см. раздел 8.6). Для проведения брахитерапии с ВМД производитель поставяет источник с активностью, близкой к той, которую заказал пользователь, но именно пользователь должен измерить его мощность и предоставить значение ОМВК или  $S_K$  для ввода в СПЛ. В случае НМД-источников роль производителей радиоактивных источников иная. Поскольку используется большое количество источников и пользователь может не измерить их все, производитель будет поставяет однородные по уровню мощности источники. Производителем будут учтены все прочие аспекты, облегчающие пользователю его задачу. Во всех случаях производителям необходимо установить и затем сохранять прослеживаемость всех источников для брахитерапии до эталонов международной метрологической сети. Примером подтверждения прослеживаемости может быть ежегодная

процедура для поставщиков НМД-источников, подобная системе, используемой в Северной Америке [88]. Так или иначе, существует возможность ошибки, если конечным пользователем не будет выполнена независимая проверка ОМВК или  $S_K$ , которую рекомендуется проводить с помощью прибора с прослеживаемой калибровкой. Производителям также рекомендуется иметь приборы с прослеживаемой калибровкой для обеспечения последовательности измерений.

## **6. УСТАНОВЛЕНИЕ И РАСПРОСТРАНЕНИЕ КАЛИБРОВОЧНЫХ ВЕЛИЧИН**

В нижеследующем разделе представлена информация об установлении рекомендуемых величин. Поскольку их распространение происходит в основном посредством использования камер колодезного типа, приводятся конкретные данные о калибровке системы дозиметрии, основанной на камере колодезного типа. Кроме того, рассматриваются требования к калибровке и частота ее проведения, а также информация, приводимая в сертификате о калибровке.

### **6.1. УСТАНОВЛЕНИЕ ПЕРВИЧНЫХ КАЛИБРОВОЧНЫХ ЭТАЛОНОВ**

Со времени выхода в свет в 2002 году публикации IAEA-TECDOC-1274 «Calibration of Photon and Beta Ray Sources Used in Brachytherapy: Guidelines on Standardized Procedures at Secondary Standards Dosimetry Laboratories (SSDLs) and Hospitals» («Калибровка источников фотонного и бета-излучения, используемых в брахитерапии: руководство по стандартизированным процедурам в дозиметрических лабораториях вторичных эталонов (ДЛВЭ) и лечебных учреждениях») [36] многие национальные метрологические институты (НМИ) разработали и установили новые первичные эталоны для брахитерапии с целью введения таких величин, как опорная мощность воздушной кермы, сила воздушной кермы и поглощенная доза в воде. Эти приборы, находящиеся на вершине цепочки калибровки, имеют наивысшее метрологическое качество. При применении в брахитерапии они используются для калибровки вторичных эталонных дозиметров, например ионизационных камер колодезного типа. Цепочка калибровки и передача физических единиц из ДЛПЭ через

ДЛВЭ конечным пользователям описана в разделе 5. Использование конечными пользователями (центрами лучевой терапии и производителями источников) дозиметров с прослеживаемой калибровкой для измерения мощности источников для брахитерапии позволяет обеспечить точность брахитерапевтических процедур, выполняемых в клинике.

Созданы или находятся в стадии разработки различные типы первичных эталонных приборов для измерения закрытых гамма-источников для брахитерапии с НМД и ВМД, миниатюрных источников рентгеновского излучения для электронной брахитерапии и офтальмоаппликаторов (источников бета-излучения). Многообразие концептуальных проектов первичных эталонов для брахитерапии, существующих в настоящее время, закладывает основу надежной системы определения характеристик источников для брахитерапии во всем мире.

Некоторые из этих устройств сравнивались друг с другом в рамках международных мероприятий по ключевому сличению, организованных МБМВ в течение последнего десятилетия. На данном этапе были проведены только сличения для измерения опорной мощности воздушной кермы ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  для брахитерапии: VIPM.RI(I)-K8, ARMP.RI(I)-K8 и EURAMET.RI(I)-S8. Результаты этих текущих ключевых и дополнительных сличений публикуются в базе данных ключевых сличений МБМВ (KCDB) [139].

В дополнении II представлен детальный обзор методов измерения первичных эталонов, которые в настоящее время используются в НМИ, — от ионометрических до калориметрических и химических дозиметрических эталонов. Для получения более подробной технической информации о конкретных приборах читателям рекомендуется обратиться к научным публикациям в списке использованных источников.

## 6.2. КАЛИБРОВКА СИСТЕМЫ ДОЗИМЕТРИИ НА ОСНОВЕ КАМЕРЫ КОЛОДЕЗНОГО ТИПА

Рекомендуемый метод измерения мощности основных источников для брахитерапии базируется на использовании системы калиброванной камеры колодезного типа. Электрометр может калиброваться как в комплексе с камерой колодезного типа, так и отдельно. При комплексной калибровке камера колодезного типа, соединенная с электрометром, калибруется одномоментно как единая система; при отдельной калибровке камера и электрометр калибруются по отдельности, а общая калибровка может быть получена из калибровки камеры и калибровки электрометра.

Удлинительные кабели могут быть постоянно закреплены на своем месте, и поэтому их не всегда можно включить в комплект системы, направляемой на калибровку. В таких случаях можно использовать дополнительные средства для проверки любого удлинительного кабеля камеры на физическую целостность или ток утечки, подключив электрометр напрямую к камере, и такие проверки рекомендуется повторять в рамках регулярной процедуры ГК (например, ежегодно). Эта процедура ГК также может быть выполнена на основе принципа резервирования [140], что означает сравнение по крайней мере двух камер колодезного типа.

Даже если системы дозиметрии на основе камеры колодезного типа имеют доказанную долгосрочную стабильность [36, 38, 112], рекомендуется проводить повторную калибровку на регулярной основе (например, каждые два-три года) [25, 37, 88, 113, 141–143] либо в случае дрейфа показаний камеры, на который указывает проверка долгосрочной стабильности (раздел 8.5). Эта рекомендация согласуется с требованиями к оборудованию для ДЛТ [40]. Повторную калибровку также рекомендуется проводить всякий раз, когда пользователь заметил признаки повреждения одного из компонентов дозиметрической системы, или после ремонта одного из компонентов дозиметрической системы, который, возможно, изменил ее характеристики.

### **6.2.1. Калибровка дозиметрической системы ДЛВЭ на основе камеры колодезного типа**

Дозиметрическая система ДЛВЭ на основе камеры колодезного типа (т.е. вторичный эталон) должна быть откалибрована по подходящему первичному эталону в ДЛПЭ. Если у ДЛВЭ нет свободного доступа к ДЛПЭ, их камера колодезного типа также может быть откалибрована в другой ДЛВЭ, АЛДК или Дозиметрической лаборатории МАГАТЭ при условии, что измерения этой лаборатории прослеживаются до ДЛПЭ. В идеале калибровка камеры колодезного типа должна быть выполнена для каждой модели источника, *sm*, которая, как ожидается, будет использоваться в ДЛВЭ для последующих калибровок камер колодезного типа конечных пользователей. Однако на практике это невозможно, поскольку прослеживаемость обычно доступна только для конкретного источника, и поэтому необходимо применять поправочный коэффициент, учитывающий модель источника. Необходимо соответствующим образом подбирать конкретный держатель источника для используемой камеры колодезного типа и модели источника.

Калибровка камеры колодезного типа в ДЛПЭ производится в два этапа. Вначале мощность источника для брахитерапии, установленного в

радиационной установке в ДЛПЭ, измеряется неэмпирическим путем при помощи первичного эталона. Затем измеренный источник используется для калибровки камер колодезного типа, представляющих собой вторичный эталон.

В том исключительном случае, когда ДЛВЭ не могут отправлять свои камеры колодезного типа в ДЛПЭ на регулярную повторную калибровку, охватывающую весь спектр различных радионуклидов, прослеживаемость можно поддерживать, проверяя калибровку камер колодезного типа с помощью долгоживущих калибровочных источников (например,  $^{241}\text{Am}$  или  $^{137}\text{Cs}$ ; см. раздел 8.5.1) и применяя надлежащую процедуру контроля качества. При проверке постоянства показаний камеры колодезного типа источник  $^{241}\text{Am}$  необходим для анализа области низкоэнергетических фотонов, а источник  $^{137}\text{Cs}$  — для анализа области фотонов высокой энергии. Если показания камеры для каждого из двух контрольных источников разнятся менее чем на 0,5%, можно считать, что коэффициенты калибровки камеры колодезного типа для соответствующих источников высокой и низкой энергии остались неизменными и интервал между калибровками может быть увеличен максимум до шести лет. Тем не менее, как указывается в разделе 6.2, наилучшей практикой будет повторная калибровка камеры колодезного типа каждые два-три года.

Тот же подход применим, если используется система измерений по принципу резервирования с двумя или более камерами колодезного типа (см. раздел 8.5.1).

### **6.2.2. Калибровка дозиметрической системы лечебного учреждения на основе камеры колодезного типа**

Для выполнения калибровок камер колодезного типа у ДЛВЭ должен иметься как минимум один ВМД-источник. Они могут принять решение о приобретении собственного устройства дистанционного афтерлодинга с определенной моделью источника либо выполнять калибровки с помощью устройства афтерлодинга ВМД-источников, установленного в лечебном учреждении. В последнем случае перед калибровкой могут потребоваться дополнительные действия по ГК для проверки работы устройства афтерлодинга. В обоих случаях рекомендуется применять поправочный коэффициент на модель источника  $k_{sm,sm_0}$ , если фактическая модель источника отличается от той, которая использовалась для калибровки камеры колодезного типа в ДЛВЭ.

Все измерительные и калибровочные работы в ДЛВЭ с ВМД- и ИМД-источниками  $^{192}\text{Ir}$  для брахитерапии рекомендуется проводить в разумные сроки (менее одного года) после получения нового источника

с активностью  $\sim 0,4$  ТБк от производителя источника, чтобы достичь мощности дозы, аналогичной той, которая обычно измеряется в клиниках. Обмен ВМД-источников  $^{60}\text{Co}$  может производиться не столь часто, желательно в течение периода, не превышающего 10 лет.

В ДЛВЭ будет доступен весь ассортимент низкоэнергетических НМД-зерен для брахитерапии, которые, как ожидается, будут применяться конечными пользователями ДЛВЭ. В качестве альтернативы конечные пользователи могут приобрести собственные низкоэнергетические НМД-источники и отправить их на калибровку в ДЛВЭ при условии, что камера колодезного типа в ДЛВЭ откалибрована для данного типа источников. Наименьшую неопределенность при калибровке обычно можно получить для источников, внесенных в официальный реестр<sup>3</sup>, поскольку эти типы источников регулярно проходят оценку на опорную мощность воздушной кермы, анизотропию и постоянство энергетического спектра. По этим типам зерен также имеются опубликованные консенсусные наборы данных для определения поглощенной дозы в воде. Что касается других типов зерен, не охваченных такой программой оценки, то для полного определения их характеристик необходимы измерения анизотропии и спектрометрии, так как в противном случае им потребуется присвоить намного более высокие значения неопределенности.

При использовании калибровочных источников как с ВМД, так и с НМД рекомендуется, чтобы мощность источников была того же порядка, что и мощность источников для брахитерапии, используемых конечным пользователем. Калибровочные коэффициенты некоторых камер колодезного типа, например PTW 33004/Nucletron SDS 077.09x, демонстрируют зависимость от активности источника [115].

Электрометры обычно калибруются по нескольким точкам, имея как низкие, так и высокие настройки для собранного заряда и тока. Такой подход позволяет использовать их для НМД-источников, ВМД-источников и измерений дозы в ДЛТ. Необходимо помнить о токе утечки в электрометре. Некоторые электрометры более старых моделей имеют более высокий ток утечки, который может помешать измерению НМД-источников.

---

<sup>3</sup> Например, [http://rpc.mdanderson.org/rpc/BrachySeeds/Source\\_Registry.htm](http://rpc.mdanderson.org/rpc/BrachySeeds/Source_Registry.htm).



### 6.3. ЗАЯВКА НА КАЛИБРОВКУ ДОЗИМЕТРИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ

Для того чтобы начать калибровку, необходимо, чтобы клиника предоставила ДЛВЭ (или ДЛВЭ предоставила ДЛПЭ) некоторую важную информацию:

- a) наименование и адрес учреждения;
- b) контактную информацию (фамилия, имя, электронная почта, телефон);
- c) тип требуемой калибровки:
  - калибруемая величина;
  - радионуклид;
  - модель источника (факультативно);
- d) список всех отправляемых компонентов (например, камера колодезного типа, держатель источника, электрометр, удлинительный кабель и их серийные номера).

Рекомендуется надлежащим образом упаковать все компоненты, чтобы не повредить их при транспортировке. Перед пересылкой компонентов между клиникой и ДЛВЭ или между ДЛВЭ и ДЛПЭ, а также после их возврата отправителю важно провести следующие измерения:

- a) проверку стабильности одним из методов, описанных в разделе 8.5. Это позволит убедиться, что транспортировка не повлияла на показания дозиметра [40];
- b) проверку радиоактивного загрязнения держателя источника камеры колодезного типа. Рекомендуется использовать местные процедуры проверки загрязнения. В брахитерапии с ВМД весь путь движения источника (т.е. устройство афтерлодинга, ампулопровод, держатель источника) закрыт от внешней среды и источник не сообщается с внешней средой, и поэтому нет необходимости проверять загрязнение камеры колодезного типа и электрометра, если нет особых опасений относительно возникновения перекрестного загрязнения.

#### 6.4. ИНФОРМАЦИЯ, ПРИВОДИМАЯ В СЕРТИФИКАТЕ О КАЛИБРОВКЕ ДОЗИМЕТРИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ

В сертификате о калибровке дозиметрической системы должна быть приведена следующая информация:

- a) подробные сведения о пользовательской камере колодезного типа:
  - наименование производителя;
  - модель;
  - серийный номер;
- b) подробные сведения об электрометре пользователя (если он прилагается для калибровки):
  - наименование производителя;
  - модель;
  - серийный номер;
  - диапазон измерения;
- c) подробные сведения о держателе(ях) источника:
  - наименование производителя;
  - модель;
  - серийный номер/идентификатор;
  - тип любого вспомогательного оборудования (например, пластиковые катетеры или стальные иглы, если применимо), которое будет использоваться с держателем источника;
- d) дата калибровки;
- e) подробные сведения об источнике(ах) для брахитерапии, использованном(ых) для калибровки:
  - радионуклид;
  - наименование производителя;
  - модель;
  - серийный номер;
  - ОМВК или СВК и дата их измерения;
  - поправочные коэффициенты на модель источника (см. разделы 7.2 и 8.3);
- f) краткое описание процедуры калибровки и техники эксперимента. Прослеживаемость до эталона ДЛПЭ и возможное применение поправочного коэффициента на модель источника;
- g) подробные сведения о методах и стандартных условиях, использованных при калибровке:
  - дата калибровки;
  - стандартное поляризующее напряжение и диапазон измерения, применяемые в камере колодезного типа; полярность

- центрального собирающего электрода и охранного электрода по отношению к внешнему электроду;
- положение источника в камере колодезного типа (т.е. опорная точка или фиксированное положение);
  - стандартные условия внешней среды для следующих параметров:
    - температура  $T_0$  (обычно 293,15 К или 295,15 К);
    - давление воздуха  $P_0$  (обычно 101,325 кПа);
    - относительная влажность  $RH_0$  (обычно 50%);
  - текущие условия внешней среды: температура  $T$ , давление воздуха  $P$  и относительная влажность  $RH$ ;
- h) подробные сведения о результатах калибровки:
- информация о том, выполнялась ли калибровка комплексно или по отдельности для каждого компонента;
  - в случае комплексной калибровки: калибровочный коэффициент камеры колодезного типа  $N_{\dot{K}_{\delta,R},sm_0}$  (или  $N_{S_K,sm_0}$ , или  $N_{\dot{D}_W,sm_0}$ ), включая неопределенность и ее доверительный уровень. Калибровочный коэффициент электрометра  $k_{elec}$  в этом случае равен 1;
  - в случае раздельной калибровки: калибровочный коэффициент камеры колодезного типа  $N_{\dot{K}_{\delta,R},sm_0}$  (или  $N_{S_K,sm_0}$ , или  $N_{\dot{D}_W,sm_0}$ ) и электрометра  $k_{elec}$ , приведенные по отдельности, включая неопределенности и их доверительные уровни.

Единицей измерения  $N_{\dot{K}_{\delta,R},sm_0}$  или  $N_{\dot{D}_W,sm_0}$  обычно является  $\text{Гр}\cdot\text{ч}^{-1}\cdot\text{А}^{-1}$ , единицей измерения  $N_{S_K,sm_0}$  —  $\text{Гр}\cdot\text{ч}^{-1}\cdot\text{А}^{-1}\cdot\text{м}^2$ . Неопределенность в калибровочном коэффициенте будет представлена в виде расширенной неопределенности с коэффициентом охвата  $k = 2$ , обеспечивающим вероятность охвата приблизительно 95% [142].

## 7. МЕТОДИКА ДОЗИМЕТРИИ

Методика, применяемая для определения дозиметрических величин, используемых в брахитерапии, схожа с методикой, используемой в публикациях TRS-398 [40] для определения поглощенной дозы в воде в дистанционной лучевой терапии и TRS-457 [41] для определения воздушной кермы в лучевой диагностике. Методика, приведенная в настоящих практических рекомендациях, основана на эталонах мощности воздушной кермы (т.е.  $S_K$  и  $\dot{K}_{\delta,R}$ ) и действительна для радиоактивных источников фотонного излучения для брахитерапии, рассматриваемых в данных практических

рекомендациях. Исключение составляют источники бета-излучения, для которых рекомендуемая калибровочная величина основывается на эталонах поглощенной дозы в воде. Что касается источников бета-излучения, то настоящие практические рекомендации применимы только к источникам для ВСБТ и не относятся к офтальмоаппликаторам и глазным пластинкам. Поскольку в некоторых странах практикуется калибровка источников фотонного излучения на основе первичных эталонов в единицах поглощенной дозы в воде, даже несмотря на их ограниченную доступность в настоящее время [76–78], в конце данного раздела также приведена методика, основанная на  $\dot{D}_w$ .

## 7.1. МЕТОДИКА, ОСНОВАННАЯ НА ЭТАЛОНАХ МОЩНОСТИ ВОЗДУШНОЙ КЕРМЫ

Мощность воздушной кермы в момент времени  $t$ ,  $\dot{K}(t)$ , создаваемая в опорной точке излучением, испускаемым эталонной моделью источника  $sm_0$  и в отсутствие дозиметра, определяется по формуле:

$$\dot{K}(t) = N_{\dot{K}, sm_0} M_{sm_0}(t), \quad (5)$$

где  $M_{sm_0}(t)$  — показание дозиметра в момент времени  $t$  при стандартных условиях, используемых в поверочной лаборатории и скорректированных на влияющие величины,  $N_{\dot{K}, sm_0}$  — калибровочный коэффициент дозиметра в единицах мощности воздушной кермы, полученный от поверочной лаборатории при стандартных условиях облучения. В уравнении (5)  $\dot{K}$  представляет собой общий параметр мощности воздушной кермы для одной из дозиметрических величин  $S_K$  и  $\dot{K}_{\delta, R}$ , используемых в настоящих практических рекомендациях и определенных ранее.

### 7.1.1. Стандартные условия

Стандартные условия задаются набором значений влияющих величин, для которых калибровочный коэффициент  $N_{\dot{K}, sm_0}$  действителен без необходимости внесения дополнительных поправок. Стандартные условия калибровки в единицах мощности воздушной кермы, которые необходимо учитывать при проведении дозиметрических измерений в брахитерапии, включают, к примеру, температуру, давление и относительную влажность окружающего воздуха, качество излучения, испускаемого источником, геометрическое расположение источника по отношению к детектору и т.д.

Поскольку условия измерений обычно отличаются от условий в поверочных лабораториях, необходимо применять дополнительные поправки.

### 7.1.2. Влияющие величины

Стандартные условия задаются набором значений влияющих величин, для которых калибровочный коэффициент действителен без применения дополнительных поправок. Влияющие величины определяются «как величины, которые не являются предметом измерения, но влияют на измеряемую величину» [40]. Они могут иметь различную природу (например, давление, температура и относительная влажность окружающего воздуха), могут быть следствием работы дозиметрических приборов (например, ток утечки, поляризация, рекомбинация ионов) или быть величинами, связанными с качеством излучения (например, модель источника).

Во время измерения контролируется столько влияющих величин, сколько это практически возможно. Однако многие влияющие величины, такие как давление воздуха или мощность дозы радиоактивных источников, контролироваться не могут. Поэтому вводятся соответствующие поправочные коэффициенты, учитывающие воздействие этих влияющих величин. При том допущении, что влияющие величины действуют независимо друг от друга, к исходному показанию  $M_{sm_0,raw}(t)$  может быть применено произведение поправочных коэффициентов  $k_i$  по формуле:

$$M_{sm_0}(t) = M_{sm_0,raw}(t) \prod_i k_i, \quad (6)$$

где каждый  $k_i$  относится только к влияющей величине  $i$ , а  $M_{sm_0}(t)$  — это скорректированное измерение.

По аналогии с публикацией TRS-398 [40], отклонение от опорного качества излучения, использованного при калибровке дозиметрической системы, рассматривалось как влияющая величина и не было включено в число поправочных коэффициентов  $k_i$  выше. Поэтому к измерениям с моделью источника  $sm$ , отличной от модели источника, использованной при калибровке,  $sm_0$ , в явной форме применяется *поправочный коэффициент на модель источника*  $k_{sm,sm_0}$ , который подробно описан ниже.

## 7.2. ПОПРАВОЧНЫЙ КОЭФФИЦИЕНТ НА МОДЕЛЬ ИСТОЧНИКА

Отклик камеры колодезного типа на калибровочный источник с одним радионуклидом, заключенным в герметичную капсулу, может быть

иным по сравнению с откликом на другой источник той же мощности, но другой модели, даже если речь идет об одном радионуклиде [141, 143, 144]. При выборе разных радионуклидов ожидаются более существенные расхождения. Поэтому для учета различий между моделью радиоактивного источника  $sm_0$ , используемой в калибровочной лаборатории, и фактической моделью источника  $sm$ , используемой конечным пользователем, вводятся поправочные коэффициенты на модель источника ( $k_{sm,sm_0}$ ). Они также зависят от типа, модели и года выпуска камеры колодезного типа.

Если камера колодезного типа используется с моделью источника  $sm$ , отличной от той, которая использовалась при калибровке,  $sm_0$ , мощность источника фотонного излучения  $sm$  в момент измерения,  $t$ , может быть определена по формуле:

$$\dot{K}(t) = N_{K,sm} M_{sm}(t) k_{sm,sm_0}, \quad (7)$$

где  $N_{K,sm_0}$  — калибровочный коэффициент камеры колодезного типа, полученный с помощью эталонной модели источника  $sm_0$ .  $M_{sm}(t)$  — это показание дозиметра в момент времени  $t$ , полученное на модели источника  $sm$  и скорректированное на все влияющие величины, а  $k_{sm,sm_0}$  — поправочный коэффициент на модель источника, учитывающий различия между  $sm$  и  $sm_0$ . Значения  $k_{sm,sm_0}$ , используемые в уравнении (7), применимы только к измерениям мощности воздушной кермы. Как и в уравнении (5),  $\dot{K}(t)$  представляет собой общий параметр мощности воздушной кермы в момент времени  $t$  для одной из эталонных дозиметрических величин  $S_K$  и  $\dot{K}_{\delta,R}$ , используемых в настоящих практических рекомендациях.

В некоторых конкретных случаях  $k_{sm,sm_0}$  равен «геометрическому фактору источника» ( $k_{sg}$ ), определенному недавно в практических рекомендациях Института медицинской физики и техники (ИМФТ) для брахитерапии с ВМД [141], но это определение распространяется также на источники, отличные от  $^{192}\text{Ir}$ . В работе Schüller et al. (2015 год) [145] поправочный коэффициент на тип камеры был назван «поправочным коэффициентом на качество излучения»  $k_Q$  и введен для того, чтобы выполнять измерения ОМВК ВМД-источника  $^{60}\text{Co}$  при помощи камеры колодезного типа, откалиброванной на ВМД-источнике  $^{192}\text{Ir}$ . Однако на данном этапе в настоящих практических рекомендациях не рекомендуется вносить поправки на разницу между радионуклидами ввиду отсутствия консенсусных данных, свидетельствующих о том, что такое преобразование может быть выполнено с необходимой точностью.

В идеале камеру колодезного типа рекомендуется калибровать на той же модели источника, которая используется для лечебных процедур

в клинике. Поскольку в этом случае  $sm$  будет равна  $sm_0$ ,  $k_{sm,sm_0}$  будет равен единице. Однако разумно предположить, что национальные дозиметрические эталоны обычно основываются на одной отдельно взятой модели источника [144], тогда как лечебные учреждения той же страны могут использовать в своей клинической практике иные модели источника. Если консенсусные данные отсутствуют и  $sm$  и  $sm_0$  представляют собой разные модели, содержащие один радионуклид,  $k_{sm,sm_0}$  следует принимать за единицу до тех пор, пока не появятся консенсусные данные. В этом случае пользователю следует применить дополнительную неопределенность к калибровочному коэффициенту<sup>4</sup> камеры колодезного типа, если она используется для измерения типов источников, отличных от  $sm_0$ .

### 7.3. ПОПРАВОЧНЫЙ КОЭФФИЦИЕНТ НА РАСПАД ИСТОЧНИКА

Поскольку мощность радионуклидного источника меняется со временем ввиду радиоактивного распада, необходимо скорректировать мощность источника в момент измерения  $t_{\text{meas}}$  по отношению к мощности источника в некоторый опорный момент времени  $t_{\text{ref}}$ . Это делается при сравнении измеренной мощности источника со значением, указанным в сертификате о калибровке (когда  $t_{\text{ref}}$  обычно наступает перед  $t_{\text{meas}}$ ), или когда мощность источника используется для расчета дозиметрии пациента (когда  $t_{\text{ref}}$  наступает после  $t_{\text{meas}}$ ). Поправочный коэффициент на распад источника  $k_{\text{dec}}$  рассчитывается по формуле:

$$k_{\text{dec}} = e^{(t_{\text{meas}} - t_{\text{ref}}) \left( \frac{\ln 2}{t_{1/2}} \right)} = 2^{\frac{t_{\text{meas}} - t_{\text{ref}}}{t_{1/2}}}, \quad (8)$$

где  $t_{1/2}$  — период полураспада радионуклида. Следует отметить, что  $k_{\text{dec}}$  равен единице, когда  $t_{\text{ref}} = t_{\text{meas}}$ .  $k_{\text{dec}}$  применяется для внесения поправки на мощность источника во время измерения по формуле:

$$\dot{K}(t_{\text{ref}}) = \dot{K}(t_{\text{meas}}) k_{\text{dec}} \quad (9)$$

---

<sup>4</sup> Следует отметить, что дать общую характеристику величины этой дополнительной неопределенности не представляется возможным из-за многообразия источников для брахитерапии, которые доступны в настоящее время или могут появиться в будущем.

С учетом уравнения (9) уравнение (7) принимает следующий вид:

$$\dot{K}(t_{\text{ref}}) = N_{\dot{K},sm_0} M_{sm}(t_{\text{meas}}) k_{\text{dec}} k_{sm,sm_0} \quad (10)$$

Рекомендуемые значения периодов полураспада некоторых радионуклидов, используемых в брахитерапии, приведены в таблице 3. Следует внимательно отнестись к выбору одних и тех же временных единиц для обозначения разницы во времени и периода полураспада. Для пересчета единиц измерения периода полураспада из лет (л.) в дни (д.) необходимо применить коэффициент 365,242198 д./л., который учитывает високосные годы. Пользователям также рекомендуется убедиться, что для  $t_{\text{ref}}$  и для  $t_{\text{meas}}$  выбран один и тот же стандарт времени, учитывающий разницу в часовых поясах и поправки на летнее время, а также потенциально разные форматы отображения даты и времени [104].

#### 7.4. МЕТОДИКА, ОСНОВАННАЯ НА ЭТАЛОНАХ МОЩНОСТИ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ

Мощность поглощенной дозы в воде в момент времени  $t_{\text{ref}}$ ,  $\dot{D}_{W,R}(t_{\text{ref}})$ , создаваемая в опорной точке  $P(r_0, \theta_0)$  излучением, испускаемым эталонной моделью источника  $sm$ , откалиброванной по поглощенной дозе в воде и в отсутствие дозиметра, определяется по формуле:

$$\dot{D}_{W,R}(t_{\text{ref}}) = N_{\dot{D}_W,sm_0} M_{sm}(t_{\text{meas}}) k_{\text{dec}} k_{\dot{D}_W,sm,sm_0}, \quad (11)$$

где  $M_{sm}$  — показание дозиметра при стандартных условиях, используемых в поверочной лаборатории,  $N_{\dot{D}_W,sm_0}$  — калибровочный коэффициент дозиметра в единицах мощности поглощенной дозы в воде, полученный от поверочной лаборатории при стандартных условиях облучения, и  $k_{\dot{D}_W,sm,sm_0}$  — поправочный коэффициент на модель источника, специфичный для методики, основанной на  $N_{\dot{D}_W,sm_0}$ .

Все соображения, касающиеся стандартных условий, влияющих величин, распада источника и перекрестной калибровки, приведенные в разделах 7.1, 7.3 и 7.7, в равной мере относятся и к методике, основанной на  $N_{\dot{D}_W,sm_0}$ . Для внесения поправки на влияющие величины, отличные от качества излучения, должно быть применено уравнение (6). По причине отсутствия данных использование какого-либо поправочного коэффициента на модель источника  $k_{\dot{D}_W,sm,sm_0}$  на данном этапе не рекомендуется.



## 7.5. ОПРЕДЕЛЕНИЕ МОЩНОСТИ ЭТАЛОННОГО ИСТОЧНИКА

При эталонной дозиметрии источника для брахитерапии делается допущение о наличии камеры колодезного типа с известным калибровочным коэффициентом, прослеживаемым до первичного эталона. Калибровочный коэффициент предоставляется при стандартных условиях для эталонной модели источника  $sm_0$ .

В соответствии с уравнением (10), которое справедливо для всех радиоактивных источников для брахитерапии, к которым применимы настоящие практические рекомендации, ОМВК  $\dot{K}_{\delta,R}(t_{\text{ref}})$  и СВК  $S_K(t_{\text{ref}})$  фактического радиоактивного источника  $sm$  в опорный момент времени  $t_{\text{ref}}$  могут быть определены по формулам:

$$\dot{K}_{\delta,R}(t_{\text{ref}}) = N_{\dot{K}_{\delta,R},sm_0} M_{sm}(t_{\text{meas}}) k_{\text{dec}} k_{sm,sm_0} \quad (12)$$

и

$$S_K(t_{\text{ref}}) = N_{S_K,sm_0} M_{sm}(t_{\text{meas}}) k_{\text{dec}} k_{sm,sm_0} \quad (13)$$

соответственно.  $M_{sm}(t_{\text{meas}})$  — это показание дозиметра в момент времени  $t_{\text{meas}}$ , скорректированное на распад источника  $k_{\text{dec}}$  и влияющие величины, за исключением поправочного коэффициента на модель источника  $k_{sm,sm_0}$ , который учитывается отдельно.  $N_{\dot{K}_{\delta,R},sm_0}$  и  $N_{S_K,sm_0}$  — это калибровочные коэффициенты ОМВК и СВК соответственно.

В случае использования методики, основанной на  $N_{\dot{D}_W,sm_0}$ , в соответствии с уравнением (11), мощность поглощенной дозы в воде в опорной точке  $P(r_0, \theta_0)$ , созданная фактическим радиоактивным источником  $sm$  в опорный момент времени  $t_{\text{ref}}$ , может быть определена по формуле:

$$\dot{D}_{W,R}(t_{\text{ref}}) = N_{\dot{D}_W,sm_0} M_{sm}(t_{\text{meas}}) k_{\text{dec}} k_{\dot{D}_W,sm,sm_0}, \quad (14)$$

где  $N_{\dot{D}_W,sm_0}$  — калибровочный коэффициент дозиметра в единицах мощности поглощенной дозы в воде, полученный от поверочной лаборатории при стандартных условиях облучения,  $M_{sm}$  — показание дозиметра в момент времени  $t_{\text{meas}}$ , скорректированное на распад источника  $k_{\text{dec}}$ , модель источника  $k_{\dot{D}_W,sm,sm_0}$  и влияющие величины.

## 7.6. КАЛИБРОВКА СИСТЕМЫ ДОЗИМЕТРИИ НА ОСНОВЕ КАМЕРЫ КОЛОДЕЗНОГО ТИПА

При калибровке системы дозиметрии на основе пользовательской камеры колодезного типа в дозиметрической лаборатории делается допущение, что значение эталонной дозиметрической величины для модели источника  $sm_0$  (т.е.  $\dot{K}_{\delta,R}, S_K$  or  $\dot{D}_{w,R}$ ), измеренное при стандартных условиях, известно. Мощность источника  $sm_0$  может быть измерена на уровне ДЛВЭ с помощью калиброванной камеры колодезного типа (прослеживаемой до первичного эталона) в соответствии с принципами, изложенными в разделе 7.5, и процедурой, описанной в разделе 8. В иных случаях услуги по калибровке источников для брахитерапии также могут быть предоставлены некоторыми ДЛПЭ. Источники калибруются по первичному эталону ДЛПЭ, а затем источники с прослеживаемой калибровкой могут быть отправлены в ДЛВЭ для последующей калибровки либо собственных камер колодезного типа ДЛВЭ, либо камер колодезного типа конечных пользователей.

В соответствии с уравнением (12) и уравнением (13), калибровочный коэффициент ОМВК  $N_{\dot{K}_{\delta,R},sm_0}$  и калибровочный коэффициент СВК  $N_{S_K,sm_0}$  могут быть определены по формулам:

$$N_{\dot{K}_{\delta,R},sm_0} = \frac{\dot{K}_{\delta,R}(t_{\text{ref}})}{M_{sm_0}(t_{\text{meas}})k_{\text{dec}}} \quad (15)$$

и

$$N_{S_K,sm_0} = \frac{S_K(t_{\text{ref}})}{M_{sm_0}(t_{\text{meas}})k_{\text{dec}}} \quad (16)$$

соответственно.  $\dot{K}_{\delta,R}(t_{\text{ref}})$  и  $S_K(t_{\text{ref}})$  — это известные эталонные дозиметрические величины ОМВК и СВК в опорный момент времени  $t_{\text{ref}}$  для модели источника  $sm_0$  соответственно.  $M_{sm_0}(t_{\text{meas}})$  — это показание дозиметра в момент времени  $t_{\text{meas}}$ , скорректированное на влияющие величины (см. раздел 7.1.2), чтобы соответствовать стандартным условиям, для которых будет действителен калибровочный коэффициент. Чтобы рассчитать гипотетические показания, которые были бы получены в опорный момент времени  $t_{\text{ref}}$ , применяется поправочный коэффициент на распад источника.

Если используется методика, основанная на  $N_{\dot{D}_{w,R},sm_0}$ , в соответствии с уравнением (11) и по аналогии с уравнением (15) и уравнением (16),

калибровочный коэффициент  $N_{\dot{D}_{w,sm_0}}$  мощности поглощенной дозы в воде определяется по формуле:

$$N_{\dot{D}_{w,sm_0}} = \frac{\dot{D}_{w,R}(t_{\text{ref}})}{M_{sm_0}(t_{\text{meas}})k_{\text{dec}}}, \quad (17)$$

где  $\dot{D}_{w,R}(t_{\text{ref}})$  — известная эталонная мощность поглощенной дозы в воде в опорный момент времени  $t_{\text{ref}}$  для модели источника  $sm_0$ .

## 7.7. ПЕРЕКРЕСТНАЯ КАЛИБРОВКА СИСТЕМЫ ДОЗИМЕТРИИ НА ОСНОВЕ КАМЕРЫ КОЛОДЕЗНОГО ТИПА

Прослеживаемость результатов эталонной дозиметрии достигается за счет использования опорных ионизационных камер, калибруемых на регулярной основе в поверочной лаборатории. В то время как использование опорной камеры во всех клинических ситуациях и для всех рутинных измерений нежелательно или нецелесообразно, любая заменяющая ее рабочая камера, которая используется для этой цели, также должна иметь калибровку, прослеживаемую до национального эталона. В клинике это достигается с помощью процесса, называемого перекрестной калибровкой, в котором калибровочный коэффициент опорной камеры для конкретного типа источника используется для определения требуемого калибровочного коэффициента рабочей камеры. Ввиду энергетической зависимости калибровочных коэффициентов камер колодезного типа в процедуре перекрестной калибровки должен использоваться тот же тип источника (т.е. тот же радионуклид), что и при калибровке опорного прибора. В зависимости от конкретной ситуации можно использовать один и тот же держатель источника для обеих камер либо использовать в каждой камере держатель источника, предназначенный специально для нее, чтобы обеспечить полное разделение приборов. Так или иначе, для опорной камеры необходимо использовать держатель источника, который использовался при первичной калибровке. Никакой альтернативный подход, например использование другого типа источника (т.е. другого радионуклида) в сочетании с коэффициентами интерполяции и/или рассчитанными поправочными коэффициентами, не допускается.

Опорная камера имеет калибровочный коэффициент  $N_{K,sm_0}^{\text{ref}}$  (т.е.  $N_{K,R,sm_0}^{\text{ref}}$  или  $N_{S_K,sm_0}^{\text{ref}}$ ) для модели источника  $sm_0$ . Если пользователь калиброванной камеры (ДЛВЭ или лечебное учреждение) имеет доступ к той же модели источника  $sm_0$ , которая использовалась при калибровке, эта модель источника должна быть также использована при перекрестной

калибровке рабочей камеры. Если у пользователя имеется доступ только к другой модели источника  $sm$ , то калибровочный коэффициент опорной камеры должен быть умножен на соответствующий поправочный коэффициент на модель источника (равный единице, если  $sm = sm_0$  в уравнениях (18), (19) и (20)).

Модель источника  $sm$  устанавливается в камеру колодезного типа при помощи того же держателя источника, что и при калибровке, в том же положении внутри колодца. Производится измерение,  $M_{sm}^{ref}$  (ток или заряд за фиксированный промежуток времени), скорректированное на влияющие величины. Затем то же измерение производится для рабочей камеры и получается значение  $M_{sm}^{field}$ , также скорректированное на влияющие величины. Рекомендуется, чтобы оба измерения относились к одному и тому же времени  $t_{ref}$ . В итоге применяется поправочный коэффициент на распад источника для пересчета показаний с  $t_{meas}$  до  $t_{ref}$ . В зависимости от используемого оборудования (например, тот же или другой электрометр, тот же или другой держатель источника) могут потребоваться дополнительные проверки и/или время для прогрева. Объединение этих двух измерений с известным калибровочным коэффициентом опорной камеры дает следующий результат:

$$N_{K_{\delta,R},sm}^{field} = \frac{M_{sm}^{ref}(t_{ref})}{M_{sm}^{field}(t_{ref})} N_{K_{\delta,R},sm_0}^{ref} k_{sm,sm_0} \quad (18)$$

$$N_{S_{K,sm}}^{field} = \frac{M_{sm}^{ref}(t_{ref})}{M_{sm}^{field}(t_{ref})} N_{S_{K,sm_0}}^{ref} k_{sm,sm_0} \quad (19)$$

для калибровочных коэффициентов  $N_{K_{\delta,R},sm_0}^{ref}$  и  $N_{S_{K,sm_0}}^{ref}$  соответственно.

Те же соображения применимы к калибровочным коэффициентам, основанным на эталонах поглощенной дозы в воде, в результате чего получается уравнение:

$$N_{D_{w,sm}}^{field} = \frac{M_{sm}^{ref}(t_{ref})}{M_{sm}^{field}(t_{ref})} N_{D_{w,sm_0}}^{ref} k_{D_{w,sm},sm_0} \quad (20)$$

Калибровочный коэффициент, полученный для рабочей камеры (т.е.  $N_{K_{\delta,R},sm}^{field}$ ,  $N_{S_{K,sm}}^{field}$  or  $N_{D_{w,sm}}^{field}$ ), применим при тех же стандартных условиях, которые существовали во время перекрестной калибровки рабочей камеры по опорной камере, которые, в свою очередь, будут теми же стандартными условиями, которые использовались при калибровке опорной камеры

для получения ее калибровочного коэффициента в калибровочной лаборатории (т.е.  $N_{K_{\delta,R},sm_0}^{ref}$ ,  $N_{S_K,sm_0}^{ref}$  or  $N_{D_w,sm_0}^{ref}$ ).

## **8. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ПО КАЛИБРОВКЕ КАМЕР КОЛОДЕЗНОГО ТИПА И ИЗМЕРЕНИЮ МОЩНОСТИ ИСТОЧНИКОВ**

Цепочка калибровки источников фотонного излучения для брахитерапии основана на использовании схожего оборудования на каждой стадии — от рассылки эталонов из ДЛПЭ и калибровки в ДЛВЭ до применения конечными пользователями в лечебном учреждении. Поэтому на каждой стадии повторяются схожие процедуры измерения. Однако эти процедуры необходимо согласовывать между собой, чтобы свести к минимуму неопределенности в цепочке калибровки.

Задача данного раздела — дать рекомендации по правильной процедуре измерений для получения оптимальной неопределенности при калибровке систем дозиметрии на основе камер колодезного типа, выполняемой поверочными лабораториями, а также при измерении мощности источников для брахитерапии. Ниже описывается общая процедура измерений, которая может использоваться ДЛВЭ, клиническими медицинскими физиками и производителями в отношении различных радиоактивных источников фотонного излучения — как высокоэнергетических, так и низкоэнергетических, с ВМД и НМД — и бета-излучающих источников для ВСБТ. Некоторые из представленных ниже рекомендаций по наилучшей практике не уникальны для измерений в камерах колодезного типа и могут применяться ко всем измерениям в ионизационных камерах.

Поскольку и калибровка систем дозиметрии на основе камер колодезного типа, и измерения мощности источника основываются на измерении ионизационного тока, создаваемого источником для брахитерапии, установленным в камеру колодезного типа, с поправкой на влияющие величины, ниже описывается общая процедура.

## 8.1. ТЕХНИКА ЭКСПЕРИМЕНТА И ПОДГОТОВКА ОБОРУДОВАНИЯ

Предполагается, что измерения источника проводятся в помещении, достаточно защищенном от любого внешнего источника излучения, который может существенно повлиять на калибровку рассматриваемого источника для брахитерапии. Рекомендуется, чтобы используемые камера колодезного типа и электрометр были приборами эталонного класса, удовлетворяющими требованиям, приведенным в разделе 4.2. Все измерения ВМД-источника должны проводиться в условиях минимального рассеяния [118], при этом камера должна находиться на расстоянии не менее 1 м от любой стены или пола [141]. При измерениях низкоэнергетических НМД-источников расстояние камеры от стены или пола может составлять менее 1 м. Однако пользователю всегда рекомендуется следить за тем, чтобы вклад рассеяния в показания детектора составлял менее 0,1% от измеряемого сигнала [146]. Для камеры колодезного типа следует использовать стол/опору с низким  $Z$  (например, из пластика или дерева толщиной  $< 15$  мм) либо толстую, но устойчивую опору из пенопласта. Кроме того, необходимо исключить присутствие любого значительного источника рассеяния в радиусе 1 м от камеры колодезного типа. Длина ампулопровода определит, на каком расстоянии от камеры может быть установлено устройство афтерлодинга. Помещение должно быть оборудовано кондиционером воздуха для поддержания постоянной температуры и относительной влажности ( $RH$ ). Рекомендуется, чтобы вариации температуры воздуха не превышали  $0,5^{\circ}\text{C}$  в час, и эти вариации должны документально фиксироваться. Относительную влажность рекомендуется поддерживать в диапазоне от 20% до 70%, поскольку более низкие уровни опасны накоплением статического электричества, а более высокие — образованием конденсата.

Важно, чтобы перед началом калибровки камера и соответствующие держатели источников пришли в равновесие с условиями внешней среды; обычно на это требуется не менее 30 минут. Однако, поскольку это может потребовать значительно большего времени, рекомендуется оставить камеру колодезного типа в помещении на ночь. В брошюре ЕОТРО № 8 [118] сообщается, что, например, для устранения разницы в  $4^{\circ}\text{C}$  между температурой внешней среды и температурой внутри камеры колодезного типа Standard Imaging HDR 1000 Plus требуется около 400 минут. Если измерения проводятся на стороннем объекте, то, прежде чем приступить к измерениям, камеру колодезного типа и электрометр необходимо выдержать в течение достаточного времени, чтобы они пришли в равновесие после транспортировки.

Соответствующий электрометр следует также включить за некоторое время до начала измерений, чтобы обеспечить достаточную стабилизацию. Хотя некоторые устройства стабилизируются в течение нескольких минут, рекомендуется выждать не менее 30 минут перед началом каких бы то ни было измерений. Градиент напряжения определит полярность заряда, собираемого электрометром, и важно проследить за тем, чтобы использовалась та же полярность, которая указана в сертификате о калибровке. После периода прогрева электрометр следует обнулить, как описано в рекомендациях производителя, а затем произвести измерение тока утечки.

Следует замерить плотность и относительную влажность воздуха в чувствительном объеме камеры колодезного типа и систематически проверять их на предмет изменения в ходе процедуры измерений. Как правило, помещать датчик внутрь чувствительного объема камеры нецелесообразно и нежелательно, поэтому требуется провести измерения альтернативным способом. Просто следить за температурой воздуха в помещении, где находится камера, не рекомендуется. Если поместить датчик температуры либо внутрь колодца в отсутствие держателя источника, либо в непосредственной близости от внешней поверхности корпуса камеры колодезного типа, это позволит получить относительно точную оценку температуры воздуха внутри чувствительного объема. Для получения стабильных показаний температуры датчик температуры можно прикрепить клейкой лентой к внешней поверхности корпуса камеры. Давление и относительная влажность воздуха могут контролироваться в помещении, используемом для измерения.

Перед снятием показаний также важно убедиться, что измерительная система стабилизировалась после установки источника в камеру. Во время стабилизации камеры колодезного типа важно определить поведение каждого типа источника/зерен, для которых будет использоваться камера (т.е. ВМД, НМД, ВСБТ).

## 8.2. ИЗМЕРЕНИЯ В КАМЕРЕ КОЛОДЕЗНОГО ТИПА

Общая методика определения мощности источника и калибровки системы дозиметрии на основе камеры колодезного типа приведена в разделе 7. При использовании методики, основанной на  $N_{\dot{D}_w, sm_0}$ , применяются уравнение (14) и уравнение (17).

ОМВК модели радиоактивного источника  $sm$  в опорный момент времени  $t_{\text{ref}}$  в отсутствие камеры определяется по формуле:

$$\dot{K}_{\delta,R}(t_{\text{ref}}) = N_{\dot{K}_{\delta,R},sm_0} M_{sm}(t_{\text{meas}}) k_{\text{dec}} k_{sm,sm_0}, \quad (21)$$

где  $N_{\dot{K}_{\delta,R},sm_0}$  — калибровочный коэффициент ОМВК для эталонной модели радиоактивного источника  $sm_0$ ,  $M_{sm}(t_{\text{meas}})$  — показание дозиметра в момент времени  $t_{\text{meas}}$  с источником в опорной точке камеры колодезного типа, скорректированное на влияющие величины, за исключением поправочного коэффициента на модель источника  $k_{sm,sm_0}$ , который учитывается отдельно, а  $k_{\text{dec}}$  — поправочный коэффициент на распад источника. СВК для модели источника  $sm$  в опорный момент времени  $t_{\text{ref}}$  в отсутствие камеры определяется по формуле:

$$S_K(t_{\text{ref}}) = N_{S_K,sm_0} M_{sm}(t_{\text{meas}}) k_{\text{dec}} k_{sm,sm_0}, \quad (22)$$

где  $N_{S_K,sm_0}$  — калибровочный коэффициент СВК для эталонной модели радиоактивного источника  $sm_0$ , а  $M_{sm}(t_{\text{meas}})$ ,  $k_{sm,sm_0}$  и  $k_{\text{dec}}$  — те же, что и описанные выше.

Для калибровки камеры колодезного типа калибровочный коэффициент ОМВК может быть рассчитан по формуле:

$$N_{\dot{K}_{\delta,R},sm_0} = \frac{\dot{K}_{\delta,R}(t_{\text{ref}})}{M_{sm_0}(t_{\text{meas}}) k_{\text{dec}}}, \quad (23)$$

где  $\dot{K}_{\delta,R}(t_{\text{ref}})$  — известная ОМВК для модели источника  $sm_0$  в опорный момент времени  $t_{\text{ref}}$ ,  $M_{sm_0}(t_{\text{meas}})$  — показание дозиметра в момент времени  $t_{\text{meas}}$  с источником в опорной точке камеры колодезного типа, скорректированное на влияющие величины (см. раздел 7.1.2), а  $k_{\text{dec}}$  вносит поправку на распад источника в промежутке времени между  $t_{\text{meas}}$  и  $t_{\text{ref}}$ . Коэффициент калибровки СВК может быть определен по формуле:

$$N_{S_K,sm_0} = \frac{S_K(t_{\text{ref}})}{M_{sm_0}(t_{\text{meas}}) k_{\text{dec}}}, \quad (24)$$

где  $S_K$  — известная СВК для модели источника  $sm_0$ , а  $M_{sm_0}(t_{\text{meas}})$  и  $k_{\text{dec}}$  — те же, что и описанные выше.

Практические соображения по определению опорной точки, выполнению измерений электрометром и внесению поправки на влияющие



величины приведены ниже в разделах 8.2.1, 8.2.2, 8.2.3 и 8.3 соответственно. Для полноты картины некоторая информация об определении опорной точки и выполнении измерений электрометром приведена также для источников для ВСБТ. Вместе с тем для получения сведений о дозиметрии источников для ВСБТ можно обратиться к другим руководствам [26].

### **8.2.1. Определение опорной точки**

«Точка калибровки камеры колодезного типа — это точка, в которой располагается центр источника во время процедуры калибровки» [36]. Для достижения наивысшей точности при определении мощности источника точку калибровки в камере рекомендуется выбирать там, где сигнал максимален (опорная точка, см. раздел 4.2.1). Кроме того, ожидается, что источник будет полностью располагаться в пределах длины опорной точки камеры. Поскольку положение источника оказывает значительное влияние на результаты измерений, рекомендуется зафиксировать местоположение точки калибровки в рабочих записях измерений.

Чтобы определить опорную точку с помощью ВМД-источника, его можно перемещать через ряд вертикальных положений в колодце камеры в прямом или обратном направлении, в зависимости от привода шагового двигателя, используемого в устройстве афтерлодинга. Для того чтобы была обеспечена достаточная регрессия кривой показаний, положения источника не должны быть разнесены более чем на 2,5 мм. Пределы для этих позиций измерения рекомендуется выбирать по крайней мере в 10 мм от дальнего и ближнего конца предполагаемого местоположения опорной точки. Можно включить дополнительные позиции измерения с более широким разнесением, охватывающие больший вертикальный диапазон. Примеры относительных откликов камер колодезного типа для камер колодезного типа эталонного класса, перечисленных в таблице 5, показаны на рис. 6. Другие типичные результаты определения опорной точки приведены в [110, 141, 144, 145, 147].

Важно отметить, что значение местоположения опорной точки зависит от системы отсчета, принятой для определения положения источника внутри камеры колодезного типа. Например, оно может быть измерено относительно дна колодца, низа держателя источника, первого положения источника в держателе источника и т.д. Для камер колодезного типа, где в универсальный держатель источника должны вставляться гибкий пластиковый катетер или стальная игла, при разных схемах измерения можно ожидать небольших вариаций в местоположении опорной точки с точки зрения положения источника, отображаемого на пульте управления устройства афтерлодинга. Фактическое местоположение опорной точки камеры колодезного типа

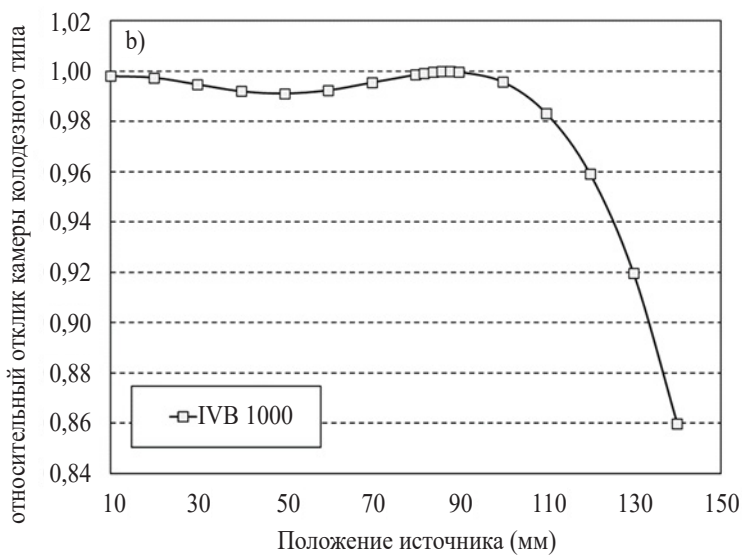
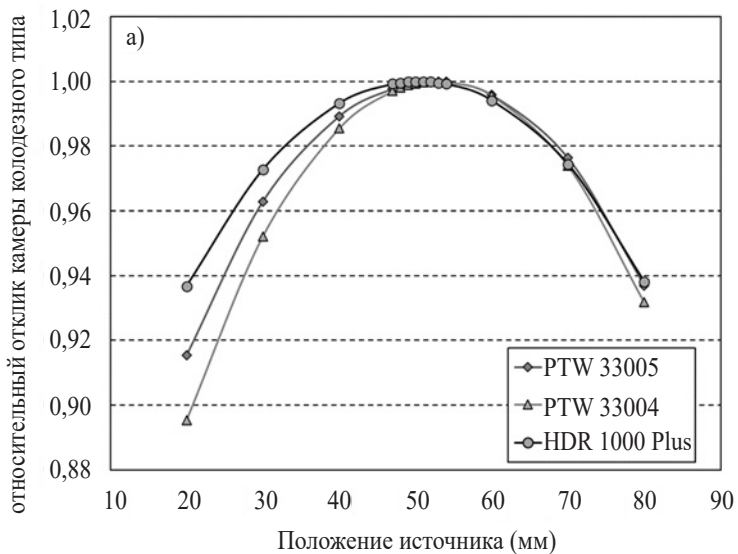


РИС. 6. Пример кривых зависимости относительного отклика от положения источника (в соответствии с принятой системой отсчета) в случае ВМД-источника  $^{192}\text{Ir}$  для камер колодезного типа: а) Standard Imaging 1000 Plus, PTW 33004 и PTW 33005 и б) Standard Imaging IVB 1000.

остается тем же, но соответствующее отображаемое положение источника может различаться в зависимости от длины пластикового катетера или от того, насколько глубоко катетер или стальная игла вставлены в держатель источника. Для камер колодезного типа, в которых ампулопровод заданной длины может быть подсоединен к фиксированному адаптеру в верхней части держателя источника, это не столь важно, и при разных схемах измерения вариации отображаемых положений источника обычно находятся заведомо в пределах  $\pm 1$  мм. Однако, даже если для последовательных измерений опорной точки используется один и тот же ампулопровод, отображаемый эквивалент положения источника все равно может меняться, например если во время планового технического обслуживания устройства афтерлодинга приходится регулировать механизм перемещения источника. Поэтому наилучшей практикой является измерение опорной точки всякий раз, когда производится измерение мощности источника.

Для камер колодезного типа PTW 33005 Sourcecheck<sup>4π</sup>, Standard Imaging HDR 1000 Plus и PTW 33004 (т.е. камер колодезного типа, в которых наблюдается увеличение и уменьшение ионизационного тока в зависимости от положения источника, которое можно аппроксимировать квадратным многочленом, если источник расположен на расстоянии до нескольких сантиметров от опорной точки) может быть предложена аналитическая процедура локализации опорной точки. Если положение источника  $x_n$  (в соответствии с принятой системой отсчета) и соответствующий измеренный ток  $I(x_n)$  зафиксированы для источника, находящегося на расстоянии до 20 мм от дальнего и ближнего конца предполагаемой опорной точки, данные подгоняются с помощью уравнения квадратного многочлена:

$$I(x) = a x^2 + b x + c \quad (25)$$

Тогда опорная точка  $x_{\max}$  в соответствии с принятой системой отсчета может быть рассчитана следующим образом:

$$x_{\max} = -\frac{b}{2a} \quad (26)$$

Для камеры колодезного типа Standard Imaging IVB 1000 уравнение (25) для определения местоположения опорной точки не использовалось, поскольку осевые показания камеры колодезного типа не могут быть аппроксимированы квадратным многочленом. Опорная точка для этой камеры определяется как первый локальный максимум кривой отклика камеры колодезного типа считая от входа в камеру [141]. На рис. 6

это эквивалентно локальному максимуму в положении источника, равном приблизительно 85 мм.

Как правило, держатели НМД-источников имеют фиксированную геометрическую форму, необходимую для того, чтобы позиционировать радиоактивное зерно в месте калибровки. Для тех держателей источников, которые не симметричны относительно центральной длинной оси, рекомендуется поддерживать постоянную ориентацию их вращения в камере колодезного типа. Хотя и предполагается, что отклик камеры не будет зависеть от того, каким концом вставлен источник, определение опорной точки требуется только для тех держателей источника, которые допускают изменение высоты.

### 8.2.2. Методы измерения тока

Нескорректированные измерения  $M_{sm, raw}$  электрометром могут быть выполнены двумя разными способами:

- a) измерение ионизационного тока, когда источник достигнет точки измерения и отображаемый ионизационный ток стабилизируется;
- b) сбор ионизационного заряда в течение определенного промежутка времени, начало и прекращение сбора при неподвижном положении источника в опорной точке камеры колодезного типа (без транзитной дозы источника). Затем получают ток, разделив собранный заряд на время сбора.

В обоих случаях измерения следует выполнять, когда источник находится в опорной точке камеры колодезного типа. Чтобы избежать ошибок разрешения, вызванных работой электрометра, скорее всего, потребуется корректировать время измерения заряда в зависимости от мощности источника. Время измерения может быть ограничено из-за ограничений, налагаемых устройством афтерлодинга: часто эти устройства не допускают времени облучения свыше 999 с. Измерения электрометром должны всегда проводиться в режиме высокого разрешения.

И в ДЛВЭ, и в лечебных учреждениях, использующих ВМД-источники фотонного излучения, источник устанавливается в опорную точку камеры не менее трех раз. При каждом перемещении источника рекомендуется выполнить минимум пять измерений, которые не были бы ни монотонно возрастающими, ни убывающими (в пределах 0,1%). Относительное стандартное отклонение среднего значения должно быть менее 0,1%, а среднее значение из двух наборов показаний должно быть в пределах 0,2%. ИМФТ [141] сообщает, что для показаний, получаемых при перемещении

единичного источника в камеру, достижимо стандартное отклонение в 0,02%, поэтому зафиксированные отклонения, выходящие за пределы 0,2%, рекомендуется исследовать.

При калибровке НМД-источника фотонного излучения в ДЛВЭ источник устанавливается в фиксированное положение для измерения не менее трех раз. Для проверки воспроизводимости результатов измерений выполняются как минимум три измерения единичного НМД-зерна. После фиксации конца источника определяется чувствительность результатов к ориентации источника (обычно разница составляет менее 0,4%). Рекомендуется, чтобы последовательные измерения при одной и той же ориентации не были ни монотонно возрастающими, ни убывающими более чем на 0,1%. В клинических условиях при измерении НМД-источников не требуется повторного введения источника, если несколько источников одного производителя измеряются по отдельности. Для проверки воспроизводимости результатов измерений проводится не менее трех измерений каждого зерна, при этом рекомендуется, чтобы последовательные измерения не были ни монотонно возрастающими, ни убывающими более чем на 0,2%.

Для бета-излучающих источников для ВСБТ выполняется несколько измерений при разных ориентациях источника относительно цилиндрической оси камеры, и полученные результаты объединяются для получения среднего значения. Поскольку для бета-излучающих источников эффект полярности может превышать 0,5%, применяемый калибровочный коэффициент действителен только для той полярности камеры колодезного типа, которая указана в сертификате о калибровке.

### 8.2.3. Поправка на влияющие величины

Калибровочные коэффициенты для камеры колодезного типа действительны только при стандартных условиях, применяемых для калибровки. Помимо поправочного коэффициента на модель источника, который в явной форме учитывается в уравнении (12) и уравнении (13), существует ряд других поправочных коэффициентов, которые необходимо применить к необработанному показанию  $M_{sm, raw}$ , снимаемому непосредственно с электрометра, чтобы учесть любое отклонение от стандартных условий калибровки:

$$M_{sm} = M_{sm, raw} k_{TP} k_{alt} k_{leak} k_{elec} k_{pol} k_s \quad (27)$$

Каждая отдельная влияющая величина вкратце рассматривается ниже.

### 8.2.3.1. Поправочный коэффициент на плотность воздуха

Для источников фотонов высокой энергии можно использовать стандартное соотношение для поправочного коэффициента на плотность воздуха  $k_{TP}$ , применяемое в ДЛТ:

$$k_{TP} = \frac{(273,15 + T) P_0}{(273,15 + T_0) P}, \quad (28)$$

где  $P_0$  и  $T_0$  — стандартное давление и температура соответственно, а  $P$  и  $T$  — фактические значения давления и температуры, зафиксированные в момент измерения. Применение этого соотношения корректно только в том случае, если чувствительный объем воздуха в камере колодезного типа сообщается с атмосферой. Обычно достаточно убедиться в том, что вентиляционное отверстие на боковой стенке камеры не заблокировано.

Как правило, самая большая ошибка при применении  $k_{TP}$  возникает из-за использования неправильного значения стандартной температуры, поскольку используемое значение  $P_0$  обычно составляет 101,325 кПа. Большинство калибровочных лабораторий используют  $T_0 = 20^\circ\text{C}$ , но в некоторых странах Северной Америки используется  $T_0 = 22^\circ\text{C}$ . Использование неправильной стандартной температуры приводит к ошибке примерно в 0,7% при разнице температур в  $2^\circ\text{C}$ .

### 8.2.3.2. Поправочный коэффициент на высоту над уровнем моря

Следует с особой осторожностью подходить к измерению низкоэнергетических источников для брахитерапии, в случае с которыми уравнение (28) не полностью компенсирует значительное снижение давления окружающего воздуха, происходящее на большой высоте [148–154]. Для учета этого эффекта необходимо ввести модифицированный поправочный коэффициент на плотность воздуха  $k'_{TP}$ , рассчитываемый по формуле:

$$k'_{TP} = k_{TP} k_{\text{alti}}, \quad (29)$$

где  $k_{\text{alti}}$  — дополнительный поправочный коэффициент на высоту над уровнем моря, который применяется на больших высотах. Величина этой поправки может быть значительной, особенно для источников фотонов  $^{103}\text{Pd}$  с самой низкой энергией. Этот эффект будет разным для разных устройств, поскольку он зависит от материалов и конструкции камер колодезного типа, сообщающихся с атмосферой. Кстати, это явление также возникает в случае низкоэнергетического рентгеновского излучения в ионизационных камерах

наперсткового типа [155]. В литературе были описаны разные подходы, и некоторые из полученных результатов приведены ниже. Пользователям рекомендуется изучать и проверять на месте необходимость такой поправки, используя калиброванный источник [88].

В работе Griffin et al. [148] предложена следующая поправка на высоту над уровнем моря:

$$k_{\text{alti}} = h_1 P^{h_2}, \quad (30)$$

где  $P$  — заданное давление [148], а  $h_1$  и  $h_2$  — два параметра для подгонки данных для камер колодезного типа Standard Imaging HDR 1000 Plus или Standard Imaging IVB 1000 для низкоэнергетических источников  $^{103}\text{Pd}$ ,  $^{125}\text{I}$ , и  $^{131}\text{Cs}$ . Суммарная относительная неопределенность поправочного коэффициента на высоту над уровнем моря составляет 0,4% [148]. Значения  $h_1$  и  $h_2$  для использования в уравнении (30) с некоторыми типами зерен для давлений  $P$  в кПа приведены в таблице 7.

ТАБЛИЦА 7. ПАРАМЕТРЫ ПОПРАВОЧНОГО КОЭФФИЦИЕНТА НА ВЫСОТУ НАД УРОВНЕМ МОРЯ  $k_{\text{АЛТИ}}$  ДЛЯ ДАВЛЕНИЙ В кПа<sup>a</sup> ДЛЯ КАМЕР КОЛОДЕЗНОГО ТИПА STANDARD IMAGING HDR 1000 PLUS И IVB 1000 [148, 152, 154]

	$h_1$	$h_2$
Pd-103 IsoAid Advantage, TheraSeed 200	0,075	0,562
Pd-103 CivaDot	0,073	0,5665
I-125 selectSeed, Theragenics AgX100	0,1095	0,479
I-125 Amersham 6711 (стержень из серебра)	0,1225	0,455
I-125 SourceTech STM 1251 (керамика)	0,1365	0,431
Cs-131 Caesium Blu (с HDR 1000 Plus)	0,1388	0,4275
Cs-131 Caesium Blu (с IVB 1000)	0,1764	0,3748

<sup>a</sup> Параметры взяты с изменениями из [148, 152, 154], поскольку изначально (не так, как в данной таблице) они были приведены для давлений, измеренных в мм рт.ст.; в последней работе Lambeck [154] данные приведены в единице СИ (кПа).

Результаты для камеры колодезного типа PTW 33005 были приведены в работе Torres del Rio et al. [151], и для зерен  $^{125}\text{I}$  был предложен следующий поправочный коэффициент на высоту над уровнем моря:

$$k_{\text{alti}} = \left[ h_3 (k_{TP}^{-1} - 1) + 1 \right]^{-1}, \quad (31)$$

где  $h_3 = -0,476 \pm 0,003$  ( $k = 1$ ). При использовании одной и той же камеры колодезного типа и зерен  $^{103}\text{Pd}$  предлагалась поправка на высоту над уровнем моря, если она была доступна для конкретной модели камеры [153].

Камера колодезного типа PTW 33004 для ВМД-источников не предназначена для низкоэнергетических источников для брахитерапии. Поэтому для этой камеры не приводятся данных о поправочных коэффициентах на высоту над уровнем моря.

#### 8.2.3.3. Поправка на относительную влажность воздуха

Если измерения и калибровки выполняются в адекватном диапазоне  $RH$ , применять поправочный коэффициент на влажность к ионизационному току, измеренному камерой колодезного типа, не требуется. Поправка на влажность уже применяется в ДЛПЭ, где определения воздушной кермы при помощи первичного эталона при нормальных лабораторных условиях ( $RH$  около 50%) пересчитываются в определения при стандартных условиях (сухой воздух,  $RH$  0%).

#### 8.2.3.4. Поправочный коэффициент на токи утечки

Ток утечки определяется как сигнал, измеренный в отсутствие источника в колодце ионизационной камеры. Его можно проверить, измерив сигнал (ток или заряд) после приложения соответствующего поляризирующего напряжения в течение как минимум 10 минут. В ДЛВЭ рекомендуется применять поправочный коэффициент на токи утечки  $k_{\text{leak}}$  или по крайней мере оценивать соответствующие неопределенности. В лечебных же учреждениях, если сигнал утечки составляет менее 0,1%, его можно игнорировать.

#### 8.2.3.5. Калибровочный коэффициент электрометра

Если электрометр калибруется отдельно от ионизационной камеры, калибровочный коэффициент электрометра  $k_{\text{elec}}$  корректирует показания электрометра до истинных единиц заряда/тока. Калибровочный



коэффициент электрометра применим к диапазону, используемому на электрометре. Если электрометр и ионизационная камера откалиброваны как единое целое, он равен единице, поскольку влияние электрометра учтено в калибровочном коэффициенте системы.

#### 8.2.3.6. Поправочный коэффициент на эффект полярности

Стандартной практикой ДЛПЭ является калибровка камер колодезного типа только с одной полярностью. Таким образом, если применяется та же полярность, вносить поправку на эффект полярности в ДЛВЭ или в клинических условиях не требуется. Чтобы убедиться в этом, необходимо приложить некоторые усилия: следует проверить сертификаты о калибровке с целью удостовериться в том, что в них четко указана полярность при калибровке. При возникновении сомнений можно связаться с калибровочной лабораторией, чтобы получить консультацию о том, как установить правильное поляризующее напряжение и градиент напряжения, который использовался для их камеры колодезного типа. Для источников фотонного излучения поправка на полярность обычно невелика, но для бета-излучающих источников она может быть больше, и поэтому важно не игнорировать *потенциал* возникновения значительного эффекта полярности.

Если электрометр позволяет выбирать полярность и пользователь желает определить поправочный коэффициент на эффект полярности  $k_{\text{pol}}$ , измерения необходимо проводить, установив источник в опорную точку и используя две противоположные полярности в течение одинакового времени интеграции (не менее 60 с). Перед проведением новых измерений рекомендуется выждать не менее 10 минут после каждого изменения поляризующего напряжения. Для оценки эффекта полярности используется следующее уравнение:

$$k_{\text{pol}} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2|M|}, \quad (32)$$

где  $M_+$  и  $M_-$  — показания электрометра, полученные при положительной и отрицательной полярности соответственно,  $M$  — показание электрометра, полученное при обычно используемой полярности [40].

#### 8.2.3.7. Поправочный коэффициент на рекомбинацию ионов

Источники для брахитерапии генерируют непрерывный пучок излучения. Для ВМД-источников рекомбинация обычно мала (т.е. < 0,1%).

Для идеальных условий (только общая рекомбинация) поправочный коэффициент на рекомбинацию ионов  $k_s$  может быть определен методом двух напряжений [36, 106]:

$$k_s = \left( \frac{4}{3} - \frac{M_1}{3M_2} \right)^{-1}, \quad (33)$$

где  $M_1$  — показание электрометра при стандартном рабочем напряжении камеры колодезного типа,  $V_1$ , а  $M_2$  — показание электрометра при  $V_2 = V_1/2$ . Это, как правило, единственные два используемых напряжения, в отличие от измерений  $k_s$  для ионизационных камер в ДЛТ, и для этих настроек в докладе рабочей группы ИМФТ [141] говорится следующее, «Для нового источника  $^{192}\text{Ir}$  с начальной активностью 370 ГБк  $k_s$  для камеры колодезного типа PTW 33004/Nucletron SDS обычно составляет около 1,002, в то время как для камер колодезного типа Standard Imaging типичные значения составляют порядка 1,001».

В работе Schüller et al. (2015 год) [145] сообщается, что уравнение (33) в принципе неприменимо к камерам колодезного типа PTW Tх33004 с  $x = W$  или  $N$ , где наблюдается линейная зависимость  $1/I$  от  $1/V$ , а не от  $1/V^2$ . Причиной этого может быть наличие в камере этого типа нежелательного собирающего объема, который был обнаружен в предыдущем исследовании [115]. Для достижения максимальной точности можно учесть начальную рекомбинацию, диффузию ионов и влияние экранирования заряда [156], но, как правило, их суммарная величина не превышает 0,2%.

### 8.3. ПОПРАВКА НА МОДЕЛЬ ИСТОЧНИКА ПРИ ИЗМЕРЕНИЯХ МОЩНОСТИ ВОЗДУШНОЙ КЕРМЫ

В случае с ВМД- и ИМД-источниками для брахитерапии ДЛПЭ и ДЛВЭ обычно ограничиваются использованием определенных моделей источников. ВМД/ИМД-источники для брахитерапии управляются устройствами дистанционного афтерлодинга, и калибровочные лаборатории обычно оснащены только одним устройством афтерлодинга, которое может работать только с определенной моделью источника.

В соответствии с методикой, описанной в разделе 7, калибровочный коэффициент включает в себя в качестве подстрочного индекса модель источника  $sm_0$ , используемую при калибровке. Этот параметр показывает конечному пользователю, как важно знать, какой тип источника излучения использовался калибровочной лабораторией для калибровки камеры колодезного типа, и отличать его от типа источника, с которым работает

конечный пользователь. Рекомендуется также заносить эту информацию в сертификат о калибровке камеры колодезного типа (см. раздел 6.3).

Если модель источника для брахитерапии, используемая конечным пользователем, отличается от модели источника, используемой в калибровочной лаборатории, калибровочный коэффициент камеры колодезного типа необходимо умножить на поправочный коэффициент на модель источника,  $k_{sm,sm_0}$ , чтобы учесть любое изменение отклика камеры колодезного типа вследствие разных конфигураций источника. Для камеры колодезного типа Standard Imaging HDR 1000 Plus с держателем иридиевого ВМД-источника модели 70010 поправочные коэффициенты на модель источника  $k_{sm,sm_0}$  для различных моделей ВМД- и ИМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  были получены в ходе двух независимых исследований: исследования методом Монте-Карло, проведенного в Национальной физической лаборатории (НФЛ, Соединенное Королевство) [157], и измерений  $k_{sm,sm_0}$ , выполненных в АЛДК ВУ [158, 159]. Метод Монте-Карло дал возможность произвести более прямую оценку поправочных коэффициентов (с меньшей неопределенностью, чем измеренные поправки), но по своей величине и направлению эти оценки совпали с измеренными поправочными коэффициентами. Данные хорошо согласовывались в пределах заявленных расширенных неопределенностей ( $k = 2$ ). Рассчитанные методом Монте-Карло поправочные коэффициенты на модель источника, приведенные в таблице 8, могут лечь в основу будущего консенсусного набора данных. В набор данных НФЛ, представленный в исследовании Shipley et al. 2015 года [157], не включены поправочные коэффициенты на модель источника для ИМД-источника  $^{192}\text{Ir}$  Varian GammaMed Plus. После публикации этого исследования поправочные коэффициенты для данного ИМД-источника были рассчитаны с использованием той же модели камеры колодезного типа и держателя источника для моделирования методом Монте-Карло, а также по той же методике, которая упоминается в [157]. Поправочные коэффициенты на модель источника в таблице 8 имеют расширенную неопределенность в 0,4% ( $k = 2$ ).

Поскольку  $k_{sm,sm_0}$  зависит от четырех параметров: 1) типа источника, используемого в калибровочной лаборатории, 2) типа источника, измеряемого конечным пользователем, 3) типа камеры колодезного типа и 4) типа держателя источника, следует отметить, что коэффициенты  $k_{sm,sm_0}$ , перечисленные в таблице 8, применимы только к камере колодезного типа Standard Imaging HDR 1000 Plus с держателем ВМД-источника иридия модели 70010. Поправочные коэффициенты нельзя переносить на другие типы камер колодезного типа и держателей источников. Для других камер колодезного типа, специфических моделей источников и держателей эти коэффициенты могут быть рассчитаны по методике, приведенной

в [157]. Предполагается, что будут использоваться методы Монте-Карло, подтвержденные экспериментальными измерениями.

Если калибровочная модель источника совпадает с моделью измеряемого источника или если отсутствуют консенсусные данные (но источники содержат один и тот же радионуклид), поправочный коэффициент на модель источника принимается равным единице (т.е.  $k_{sm,sm_0} = 1$ ). В последнем случае необходимо добавить дополнительный компонент неопределенности. Для существующих в настоящее время источников оценка этого дополнительного компонента неопределенности может быть основана на максимальном отклонении поправочных коэффициентов на модель источника для ВМД-источников, перечисленных в таблице 8 (т.е. приблизительно 2% ( $k = 1$ )). Строго говоря, значение 2% — это «отклонение», а не «неопределенность». Однако при этом неидеальном сценарии измерений дополнительный компонент неопределенности в поправочном коэффициенте на модель источника рекомендуется включить в бюджет неопределенности.

Источник GammaMed Plus PDR имеет активный сердечник длиной 0,5 мм, в отличие от гораздо более длинных ВМД-источников (от 3,5 до 5 мм), что объясняет большее отклонение от единицы поправочных коэффициентов на модель источника для ИМД-источника в таблице 8. В этом случае дополнительный компонент неопределенности для  $k_{sm,sm_0}$  может составлять до 5%, если камера колодезного типа была откалибрована на одном из ВМД-источников из таблицы 8, а затем использована для измерения мощности ИМД-источника или наоборот. Как и прежде, значение 5% следует считать «отклонением», а не «неопределенностью».

В работе Schüller et al. (2015 год) были приведены данные о поправочных коэффициентах на качество излучения для конкретных типов камер,  $k_Q$ , для учета различий в геометрии и радионуклидах между радиоактивными источниками  $^{192}\text{Ir}$  и  $^{60}\text{Co}$  [145]. Предметом исследования были камеры колодезного типа Standard Imaging HDR 1000 Plus и PTW 33004/Nucletron SDS (с серийными номерами  $\geq 315$  для PTW 33004 и  $\geq 548$  для Nucletron SDS). На данном этапе в настоящих практических рекомендациях не рекомендуется использовать какие-либо коэффициенты, учитывающие различия в калибровке разных радионуклидов.

Ниже приведены два примера, иллюстрирующие использование таблицы 8.

Пример 1. Если калибровочная лаборатория использует Elekta HDR  $^{192}\text{Ir}$  Flexisource ( $sm_0$ ) для калибровки камеры колодезного типа Standard Imaging HDR 1000 Plus с держателем ВМД-источника  $^{192}\text{Ir}$  модели 70010 и пользователю калиброванной камеры колодезного типа необходимо измерить мощность другой модели источника ( $sm$ ), например

ТАБЛИЦА 8. ПОПРАВочНЫЕ КОЭФФИЦИЕНТЫ НА МОДЕЛЬ ИСТОЧНИКА,  $k_{sm,sm_0}$ , ДЛЯ РАЗНЫХ ТИПОВ ВМД- И ИМД-ИСТОЧНИКОВ  $^{192}\text{Ir}$  ДЛЯ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ С КАМЕРОЙ КОЛЮДЕЗНОГО ТИПА STANDARD IMAGING HDR 1000 PLUS С ДЕРЖАТЕЛЕМ ВМД-ИСТОЧНИКА ИРИДИЯ МОДЕЛИ 70010, НА ОСНОВЕ ПОПРАВочНЫХ КОЭФФИЦИЕНТОВ, РАССЧИТАННЫХ МЕТОДОМ МОНТЕ-КАРЛО, ИЗ [157], С РАСШИРЕННОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТЬЮ 0,4% ( $k = 2$ )

$sm$	$sm_0$	Elekta Flexisource HDR Ir-192	Elekta microSelectron mHDR-v1 (классическая)	Elekta microSelectron mHDR-v2	Elekta microSelectron mHDR-v2	BEBIG HDR Ir-192 GI192 M11	Varian GammaMed Plus HDR	Varian VariSource VS2000	Varian GammaMed Plus PDR <sup>a</sup>
Elekta Flexisource HDR Ir-192		<b>1,000</b>	0,996	0,996	0,996	0,997	0,999	1,013	1,043
Elekta microSelectron mHDR-v1 (классическая)		1,004	<b>1,000</b>	1,001	1,001	1,001	1,004	1,018	1,047
Elekta microSelectron mHDR-v2		1,004	0,999	<b>1,000</b>	<b>1,000</b>	1,001	1,003	1,017	1,047
BEBIG HDR Ir-192 GI192M11		1,003	0,999	0,999	0,999	<b>1,000</b>	1,002	1,016	1,046
Varian GammaMed Plus HDR		1,001	0,996	0,997	0,997	0,998	<b>1,000</b>	1,014	1,043

ТАБЛИЦА 8. ПОПРАВочНЫЕ КОЭФФИЦИЕНТЫ НА МОДЕЛЬ ИСТОЧНИКА,  $k_{sm,sm_0}$ , ДЛЯ РАЗНЫХ ТИПОВ ВМД- И ИМД-ИСТОЧНИКОВ  $^{192}\text{Ir}$  ДЛЯ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ С КАМЕРОЙ КОЛОДЕЗНОГО ТИПА STANDARD IMAGING HDR 1000 PLUS С ДЕРЖАТЕЛЕМ ВМД-ИСТОЧНИКА ИРИДИЯ МОДЕЛИ 70010, НА ОСНОВЕ ПОПРАВочНЫХ КОЭФФИЦИЕНТОВ, РАССЧИТАННЫХ МЕТОДОМ МОНТЕ-КАРЛО, ИЗ [157], С РАСШИРЕННОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТЬЮ 0,4% ( $k = 2$ ) (продолжение)

$sm$	$sm_0$	Elekta		ELEKTA		BEBIG		Varian		Varian	
		Flexisource HDR Ir-192	microSelectron mHDR-v1 (классическая)	microSelectron mHDR-v2	microSelectron mHDR-v2	HDR Ir-192 GI192 M11	GammaMed Plus HDR	VariSource VS2000	GammaMed Plus PDR <sup>a</sup>		
Varian VariSource VS2000		0,987	0,983	0,983	0,983	0,984	0,986	<b>1,000</b>	1,029		
Varian GammaMed Plus PDR <sup>a</sup>		0,959	0,955	0,955	0,955	0,956	0,958	0,972	<b>1,000</b>		

<sup>a</sup> Поправочные коэффициенты для Varian GammaMed Plus PDR Ir-192, рассчитанные после публикации [157] по той же методике и с использованием той же геометрии камеры колодезного типа и держателя источника для моделирования методом Монте-Карло.

Varian VariSource модели VS2000, калибровочный коэффициент камеры колодезного типа, указанный в сертификате о калибровке, необходимо умножить на поправочный коэффициент на модель источника 0,987 со стандартной неопределенностью 0,2% ( $k = 1$ ).

Пример 2. С другой стороны, если калибровочная лаборатория использует Varian VariSource модели VS2000 ( $sm_0$ ) для калибровки камеры колодезного типа Standard Imaging HDR 1000 Plus с держателем ВМД-источника  $^{192}\text{Ir}$  модели 70010 и пользователю калиброванной камеры колодезного типа необходимо измерить мощность другой модели источника ( $sm$ ), например Elekta HDR  $^{192}\text{Ir}$  Flexisource, калибровочный коэффициент камеры колодезного типа, указанный в сертификате о калибровке, необходимо умножить на поправочный коэффициент на модель источника 1,013 со стандартной неопределенностью 0,2% ( $k = 1$ ).

#### 8.4. ПРОВЕРКИ НА КРАТКОСРОЧНУЮ ПОВТОРЯЕМОСТЬ ИЗМЕРЕНИЙ, ВЫПОЛНЯЕМЫХ ПРИБОРАМИ НА ОСНОВЕ КАМЕР КОЛОДЕЗНОГО ТИПА

Мониторинг поведения системы дозиметрии на основе камеры колодезного типа в процессе стабилизации также может стать частью регулярных процедур ГК, поскольку любое изменение в этом поведении будет указывать на потенциальную проблему в работе. Поведение в процессе краткосрочной стабилизации можно проверить, получив данные сразу же после введения источника в камеру и продолжая делать это до тех пор, пока не будет получен стабильный отклик. Следует также непрерывно контролировать температуру камеры колодезного типа и давление воздуха и применять  $k_{TP}$  к необработанным показаниям.

Для получения базовых данных по таким параметрам, как краткосрочная повторяемость, проводится большее количество измерений. Проверяется относительное стандартное отклонение этих показаний от среднего значения, и если оно выходит за установленные пределы, то проводится исследование причин этого. Также целесообразно варьировать время снятия показаний, чтобы исследовать линейность электрметра.

## 8.5. ПРОВЕРКИ НА ДОЛГОСРОЧНУЮ СТАБИЛЬНОСТЬ ИЗМЕРЕНИЙ, ВЫПОЛНЯЕМЫХ ПРИБОРАМИ НА ОСНОВЕ КАМЕР КОЛОДЕЗНОГО ТИПА

Проверка стабильности камеры колодезного типа с течением времени гарантирует, что система работает надлежащим образом и что измерения сообразуются с теми, которые были сделаны во время калибровки. Рекомендуется проводить проверки стабильности приборов на основе камеры колодезного типа как в ДЛВЭ, так и в лечебном учреждении на регулярной основе, как минимум четыре раза в год, а также перед каждой заменой источника и после нее.

В принципе, рекомендуемый метод, обеспечивающий наивысший уровень уверенности в штатной работе системы дозиметрии в брахитерапии, основан на полном резервировании оборудования (т.е. использовании резервной камеры колодезного типа и держателя источника, электрометра, удлинительного кабеля, термометра/барометра/гигрометра), при этом две системы должны регулярно сравниваться между собой (раздел 8.5.1). На практике доступ к резервной независимой системе дозиметрии на основе камеры колодезного типа не всегда возможен, особенно в лечебных учреждениях. Поэтому другим рекомендуемым методом проверки долгосрочной стабильности камеры является использование механически стабильных *контрольных источников* (раздел 8.5.2).

При отсутствии резервной системы дозиметрии на основе камеры колодезного типа или адекватного контрольного источника показания камеры можно контролировать с помощью двух других альтернативных методов, описанных в разделах 8.5.3 и 8.5.4 (не рекомендуются для использования в ДЛВЭ). Вообще говоря, для тех методов, посредством которых показания камеры сравниваются с базовым значением (т.е. контрольного источника, внешнего пучка излучения и ВМД-источника), рекомендуется, чтобы разброс скорректированных показаний был в пределах 0,5% от базового значения. Базовое значение должно определяться во время наладки камеры колодезного типа и при каждой повторной калибровке. Рекомендуется исследовать причины всех расхождений, превышающих 0,5% [16, 113, 118], и рассмотреть возможность повторной калибровки камеры колодезного типа.

### 8.5.1. Метод резервной системы дозиметрии на основе камеры колодезного типа

Когда один и тот же источник излучения измеряется двумя независимыми системами и все измерения корректируются на распад и



приводятся к одному и тому же опорному моменту времени, рекомендуется, чтобы соотношение между скорректированными ионизационными токами, полученными в разных камерах колодезного типа, оставалось постоянным в пределах, как правило,  $\pm 0,1\%$  от скользящего среднего значения. Если изменение численного значения этого соотношения выходит за пределы этого диапазона, это может указывать на существование какой-либо проблемы с одной или обеими камерами колодезного типа. Для решения этой проблемы необходимо провести исследование, например с помощью одного из других методов, описанных в данном разделе (желательно метода контрольного источника).

Под резервированием обычно понимается использование двух независимых систем, которые находятся в одном учреждении и сравниваются между собой для проверки их работы. Один из вариантов, который может быть доступен клиническим пользователям, но не рекомендуется для ДЛВЭ, заключается в сравнении систем из двух разных учреждений или мест с использованием одного и того же источника излучения. Здесь делается допущение, что согласованность показаний подразумевает, что обе системы находятся в рабочем состоянии, что является достаточным, но не столь строгим способом проверки, как использование резервной системы в том же учреждении или контрольного источника. Вместе с тем такое сравнение также облегчает обсуждение вопросов технического обслуживания и использования оборудования, процедур измерения, анализа данных и т.д. и может помочь выявить направления для улучшения работы и/или потенциальные виды отказа, так что оно представляет ценность. Сравнения, проводимые между разными центрами, безусловно, могут рассматриваться как часть более широкой практики ГК в любом учреждении.

### 8.5.2. Метод контрольного источника

Использование *контрольного источника* представляет собой очень надежный способ проверки работы системы. Рекомендуется, чтобы контрольные источники были механически стабильными, по возможности имели большой период полураспада и энергию, сопоставимую с энергией анализируемого источника. Для высокоэнергетических источников (т.е.  $^{192}\text{Ir}$ ,  $^{137}\text{Cs}$  и  $^{60}\text{Co}$ ) оптимальным радионуклидом является  $^{137}\text{Cs}$ , который благодаря своему периоду полураспада и энергии пригоден для производства маленьких трубок, используемых в качестве контрольных источников. Аналогичным образом, для проверки постоянства показаний камеры в случае низкоэнергетических НМД-источников (например,  $^{103}\text{Pd}$ ,  $^{125}\text{I}$  и  $^{131}\text{Cs}$ ) предлагается использовать  $^{241}\text{Am}$  [36]. Из-за меньшего ионизационного тока, создаваемого в камере колодезного типа с  $^{241}\text{Am}$ ,

следует ожидать более высокой статистической неопределенности по сравнению с измерениями, выполняемыми с источником  $^{137}\text{Cs}$ . Поскольку найти  $^{241}\text{Am}$  в геометрической форме, подходящей для установки в камеру колодезного типа, не всегда просто, для проверки стабильности камеры с низкоэнергетическими источниками могут использоваться контрольные источники  $^{137}\text{Cs}$ .

Для проверки постоянства измерений контрольный источник вставляется в камеру колодезного типа с помощью специального держателя/разделителя. Важно, чтобы эта процедура была воспроизводимой и чтобы контрольный источник располагался на центральной оси камеры колодезного типа. Предполагается, что опорное расстояние от любой опорной точки камеры колодезного типа (например, от входного отверстия или дна камеры) будет фиксированным и что контрольный источник будет располагаться близко к точке максимума показаний камеры. Вращение держателя/разделителя относительно камеры колодезного типа также должно быть постоянным, если только они не симметричны по отношению к длинной центральной оси (например, при постоянстве отклика в пределах 0,05%). Рекомендуется применять поправки на температуру и давление, а также на распад контрольного источника.

### **8.5.3. Метод внешнего пучка излучения**

Для этого метода может использоваться линейный ускоритель 6 МВ или телетерапевтическая установка с источником  $^{60}\text{Co}$  [16, 118, 160]. В этом случае поле излучения сильно отличается как по энергии, так и по размерам, и поэтому измерения не так тесно коррелируют с измерениями источников для брахитерапии. Камера располагается на земле на фиксированном увеличенном расстоянии источник — поверхность. Выбранное поле охватывает всю камеру колодезного типа и в минимальной степени триаксиальный кабель (чтобы уменьшить ток вне камеры), при этом электрометр располагается на удалении от первичного поля излучения источника для ДЛТ (т.е. > 3 м). Кушетка для пациента должна быть полностью задвинута, чтобы не оказаться на пути первичного пучка, и не должно присутствовать никаких лотков или других устройств, которые ослабляли бы мощность пучка. Главная задача — обеспечить воспроизводимую геометрию эксперимента. Время облучения должно составлять порядка нескольких минут и быть достаточно большим для минимизации эффекта, вызванного включением пучка, и/или ошибок таймера затвора, но достаточно коротким для того, чтобы не допустить выхода электрометра за пределы измерения. Мощность пучка должна быть известна на основе местного протокола дозиметрии. Поскольку прямой

корреляции между измерением мощности внешнего пучка излучения и определением мощности источника для брахитерапии не существует, этот метод служит только для установления базового значения, которое может использоваться для контроля долгосрочной стабильности камеры. В момент считывания базовых показаний должны быть зафиксированы опорные значения температуры, давления и относительной влажности, и рекомендуется при каждой проверке корректировать показания камер колодезного типа с учетом этих условий внешней среды. Усреднение результатов нескольких измерений может в конечном итоге заменить первоначальные базовые показания.

#### **8.5.4. Метод ВМД-источника**

Этот метод может использоваться только в случае отсутствия резервной системы дозиметрии на основе камеры колодезного типа (см. 8.5.1) и контрольных источников (см. 8.5.2). Его можно использовать для мониторинга стабильности камеры в течение нескольких месяцев с источниками  $^{192}\text{Ir}$  [161] и в течение нескольких лет с источниками  $^{60}\text{Co}$ . В принципе, для того чтобы продемонстрировать стабильность системы до замены старого источника, в качестве контрольного источника можно использовать ВМД-источник, установленный в устройстве афтерлодинга. Выполняется та же процедура, что и при калибровке источника, и результат, скорректированный с учетом распада, сравнивается с первоначальным измерением при установке. Эффективность этого метода зависит от хорошей повторяемости расположения источника в камере и точного знания периода полураспада радионуклида. Такой метод обеспечивает как минимум уверенность в способности правильно определить характеристики нового источника, который будет установлен.

### **8.6. ЗАМЕНА ИСТОЧНИКА И ПАСПОРТ ИСТОЧНИКА, ПРЕДОСТАВЛЯЕМЫЙ ПОСТАВЩИКОМ**

#### **8.6.1. Заказывание и замена источника**

Источники для брахитерапии заказываются по процедуре, в ходе которой четко документируются и проверяются точная мощность источника, количество источников, радионуклид, адрес(а) доставки и нормативные аспекты. При получении источника(ов) для брахитерапии принято проводить радиационное обследование и анализ мазковых проб и подтверждать доставку в соответствующем национальном органе.

Для определения наибольшей мощности дозы (мЗв/ч) в контакте с упаковкой и на расстоянии 1 м от поверхности для сравнения со значением транспортного индекса (если он указан на упаковке) следует использовать дозиметрические приборы с действительной калибровкой для данного качества излучения. Ожидается, что будет проверена правильность маркировки упаковки, например данные о грузоотправителе и адресате, тип маркировки, указанные радионуклиды и активность (в единицах Бк).

В зависимости от местных правил сотрудники службы радиационной безопасности, медицинские физики, метрологи или другие ответственные работники в лечебных учреждениях и ДЛВЭ проверят использованное оборудование, которое находилось в контакте с источником, на наличие загрязнения радионуклидами. Для проверки возможного загрязнения будет использован анализ мазковых проб, взятых с внешней и внутренней поверхности упаковки. Для источников фотонного излучения минимальная обнаруживаемая активность (МОА) составляет 185 Бк (5 нКи). Физик должен иметь доступ к системе анализа мазковых проб, которая откалибрована с помощью значений МОА и системных настроек для заказанного радионуклида. Используя современные сцинтилляторы NaI колодезного типа, фотоумножители и масштабирующие устройства с дискриминаторами нижнего уровня для улучшения соотношения сигнал — шум, можно эффективно проводить фоновый счет и счет с помощью мазковых проб, соблюдая при этом требования МОА. Последней задачей является актуализация данных инвентарного учета имеющихся в учреждении радионуклидов с указанием полученной активности, даты применения и количества источников. Как правило, для целей инвентарного учета используются значения активности, указанные производителем. В соответствии с национальным законодательством может потребоваться решение и других специфических задач. Предполагается, что утилизация старого(ых) источника(ов) будет также осуществляться на основании соответствующих рекомендаций и правил.

#### **8.6.2. Роль паспорта источника, предоставляемого поставщиком, в лечебном учреждении**

К источникам для брахитерапии поставщиком прилагается паспорт источника, в котором указана мощность источника, определенная производителем. Должна быть указана прослеживаемость до первичного эталона. Значение активности источника, содержащегося в упаковке, рекомендуется использовать только для целей лицензирования, инвентаризации и транспортировки, и оно не имеет отношения к определению мощности клинического источника или расчету дозы [88, 142].

Измерения мощности источника, выполненные третьей стороной (помимо производителя или медицинского физика), не рекомендуется использовать как средство выполнения требования о независимом измерении мощности источника [25].

#### 8.6.2.1. Калибровка ВМД-источника

Рекомендуется, чтобы мощность источника измерялась медицинским физиком клинической квалификации, а затем использовалась в качестве опорного значения, вводимого на пульте управления устройством афтерлодинга (и в СПЛ) [162]. Важно выполнить независимое измерение, используя систему дозиметрии на основе камеры колодезного типа с прослеживаемой калибровкой в соответствии с национальными или международными практическими рекомендациями [25, 37, 118, 119, 123, 141, 163]. В частности, рекомендуется измерять мощность каждого отдельного ВМД-источника фотонного излучения для брахитерапии перед его клиническим использованием. Предполагается, что процедура, описанная в предыдущих пунктах, будет выполняться в соответствии с настоящими практическими рекомендациями.

Для ВМД-источников типичная неопределенность мощности источника, указанная в паспорте производителя, составляет 5% ( $k = 3$ ), что обеспечивает вероятность охвата приблизительно 99,7%. При нормальном распределении это эквивалентно неопределенности в 3,3% ( $k = 2$ ), что обеспечивает вероятность охвата приблизительно 95%. С учетом неопределенности калибровочных коэффициентов камер колодезного типа, которая может быть достигнута современными методами калибровки, расхождение между мощностью источника, указанной в сертификате о калибровке источника, и мощностью, измеренной медицинским физиком, обычно составляет менее 3%. При расхождениях  $> 3\%$  рекомендуется исследовать причины их возникновения. Если наблюдаются расхождения  $> 5\%$ , рекомендуется не использовать источник в клинических целях до тех пор, пока эти расхождения не будут устранены [123, 141]. Значения мощности источника, указанные в паспорте источника, и значения, измеренные медицинским физиком, должны совпадать в пределах заявленных расширенных неопределенностей с коэффициентом охвата  $k = 2$ .

Если для ввода на пульте управления устройством афтерлодинга и/или в СПЛ требуется какая-либо физическая величина, отличная от измеренной, измеренная величина соответствующим образом преобразуется в требуемую.

#### 8.6.2.2. НМД-источники

В случае НМД-источников, таких как низкоэнергетические зерна, излучающие фотоны, клинический рабочий процесс не всегда позволяет проводить измерения мощности источника перед имплантацией зерен [88]. Измерение зерен может оказаться невозможным ввиду того, что они поставляются в стерильных картриджах или на нитях. Поэтому настоятельно рекомендуется заказать и откалибровать дополнительные зерна из той же партии, что и имплантируемые [25]. Эти дополнительные зерна заказываются одновременно с зернами для имплантации и могут быть отправлены в другое место, чтобы облегчить проведение измерений.

Назначение постоянных имплантатов с НМД обычно осуществляется дважды: до имплантации (для облегчения заказывания зерен) и после имплантации. На практике мощность заказанного источника указывается в назначении до имплантации, и она может несколько отличаться от значений, указанных в сертификате о калибровке производителя и измеренных медицинским физиком. Эти зерна выпускаются партиями, и производителем указывается средняя мощность источника. Медицинскому физику клинической квалификации рекомендуется самостоятельно сравнить номинальную и измеренную мощности партии источников при помощи системы дозиметрии на основе камеры колодезного типа с прослеживаемой калибровкой. Если разница между средним измеренным значением мощности источника при анализе не менее пяти зерен и значением, указанным в паспорте источника от производителя, находится в пределах 5%, источники в принципе могут использоваться в клинических целях. Если разница превышает 5%, рекомендуется добавить в анализ источников еще пять зерен и повторить сравнение. Если выборка источников не может быть расширена или если после увеличения количества измеренных источников из той же партии расхождение значений подтверждается, рекомендуется обсудить это расхождение с производителем [88]. Для принятия решения о клиническом использовании этой партии источников следует проконсультироваться с радиационным онкологом.

В назначении после имплантации указывается радионуклид, количество зерен и общая мощность имплантированных источников. Мощность заказанного источника обычно определяется по номограмме для оценки условий имплантации. Мощность источника, измеренная медицинским физиком, используется в назначении после имплантации, а предпочтительно — при составлении плана лечения до имплантации и в процессе планирования интраоперационного лечения. По аналогии с ВМД-источниками, если для ввода в СПЛ требуется физическая величина,

отличная от ОМВК, ожидается, что будет произведено соответствующее преобразование ОМВК в эту величину.

Для временных имплантатов с НМД, например с зернами  $^{125}\text{I}$  или трубками  $^{137}\text{Cs}$ , медицинский физик измеряет мощность источника, и ожидается, что это значение мощности источника с соответствующей поправкой на распад будет использоваться для всех пациентов. В случае индивидуальных источников между измеренной мощностью источника и мощностью, указанной производителем, допускается расхождение до 6,0% [25, 88]. При расхождении более чем в 6% важно проконсультироваться с радиационным онкологом, чтобы принять решение об использовании этого источника. Ряд других обстоятельств, не рассматриваемых в данном разделе, затрагиваются в других публикациях [25].

### 8.6.2.3. Бета-излучающие источники

Бета-излучающие источники для брахитерапии обычно используются в офтальмоаппликаторах, глазных пластинках или как источники для ВСБТ. За последние десятилетия количество лабораторий, предоставляющих услуги по калибровке этих источников, значительно уменьшилось из-за сокращения масштабов их клинического использования. Вместе с тем недавно на рынке появились новые источники для использования в глазных пластинках. К ним относятся вогнутые глазные пластинки  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  различных размеров с калибровочными эталонами в стадии разработки. Как только будет создана отлаженная система калибровки, плоскопараллельная ионизационная камера и стандартное геометрическое расположение элементов при эксперименте дадут возможность проводить калибровку в лечебном учреждении. Предлагаемый подход изложен в работе Hansen et al. [53].

Камеры колодезного типа для работы с источниками  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  для ВСБТ до сих пор находятся в процессе калибровки. Калибровку проходит цепь источников длиной 30 мм, в результате чего выводится калибровочный коэффициент в единицах поглощенной дозы в воде с соответствующей неопределенностью. Для калибровки должна использоваться камера колодезного типа с соответствующей длиной опорной точки.

## 9. ОЦЕНОЧНЫЕ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ ПРИ ОПРЕДЕЛЕНИИ ОПОРНОЙ МОЩНОСТИ ВОЗДУШНОЙ КЕРМЫ В СТАНДАРТНЫХ УСЛОВИЯХ

С середины 1990-х годов многие ДЛПЭ разработали первичные эталоны воздушной кермы для НМД-источников для брахитерапии ( $^{103}\text{Pd}$ ,  $^{125}\text{I}$ ,  $^{131}\text{Cs}$  и  $^{192}\text{Ir}$ ) и ВМД-источников для брахитерапии ( $^{60}\text{Co}$  и  $^{192}\text{Ir}$ ) [77] (см. раздел 6). В зависимости от метода измерения, типа источника и используемого первичного эталона относительные стандартные неопределенности ( $k = 1$ ) в измерении ОМВК (или СВК) источников для брахитерапии, оцененные различными ДЛПЭ, составляют от 0,8% до 1,3% для НМД-источников и от 0,6% до 1,5% для ВМД-источников. В ДЛВЭ типичные стандартные неопределенности ( $k = 1$ ) составляют от 0,9% до 1,5% для НМД-источников и от 0,7% до 1,7% для ВМД-источников.

Неопределенности, которые влияют на различные физические величины или процедуры, вносящие вклад в общее определение ОМВК, могут возникать на нескольких этапах, из которых складывается вся цепочка передачи эталона. Комбинация в квадратуре неопределенностей, полученных на разных этапах, дает суммарную стандартную неопределенность. Примеры оценок уровней неопределенности, достижимых при измерении ОМВК, приведены в таблице 9 для НМД-источника  $^{125}\text{I}$  с опорой на данные из [82, 142, 164–166] и в таблице 10 для ВМД-источника  $^{192}\text{Ir}$ . В этих таблицах указаны относительные стандартные неопределенности физических величин или процедур, которые используются во всей цепочке прослеживаемости — от измерения НМД-источника  $^{125}\text{I}$  или ВМД-источника  $^{192}\text{Ir}$  для брахитерапии конечными пользователями до уровня ДЛПЭ. В обоих случаях в качестве примера представлены два сценария формирования бюджетов неопределенности. В соответствии с настоящими практическими рекомендациями в качестве эталонных приборов используются камеры колодезного типа.

Физические величины и процедуры, приведенные в таблице 9 и таблице 10, а также указанные процентные значения приводятся только в качестве примера. Важно, чтобы конечные пользователи выполнили собственную оценку неопределенности на базе собственных измерительных процедур и оборудования. Выполнить общий анализ неопределенности, который могли бы использовать все пользователи, не представляется возможным. В качестве стандартного подхода рекомендуется, чтобы принимаемые в расчет значения неопределенности подкреплялись эмпирическими данными. Для этого данные значения желательно получать посредством проверок в рамках программы



ТАБЛИЦА 9. ПРИМЕР ОЦЕНКИ ОТНОСИТЕЛЬНОЙ СТАНДАРТНОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ  $K_{\delta,R}$ , ИЗМЕРЕННОГО КАЛИБРОВАННОЙ КАМЕРОЙ КОЛОДЕЗНОГО ТИПА, ДЛЯ ТИПИЧНОГО НМД-ЗЕРНА  $^{125}\text{I}^a$

Физическая величина или процедура <sup>b</sup>	Относительная стандартная неопределенность (%)	
	Сценарий 1	Сценарий 2
<i>Этап 1. Калибровка эталона ОМВК в ДЛПЭ (в единицах ОМВК)</i>		
Установление калибровочного коэффициента	0,8	1,3
<b>Суммарная неопределенность (этап 1)</b>	<b>0,8</b>	<b>1,3</b>
<i>Этап 2. Измерение ОМВК в ДЛВЭ с использованием эталона [см. уравнение (12)]</i>		
Долгосрочная стабильность вторичного эталона	0,1	0,2
Текущее измерение	0,2	0,4
Техника эксперимента и расположение зерен	0,2	0,3
Поправочный коэффициент на рекомбинацию ионов	0,1	0,2
Поправочный коэффициент на температуру и давление	0,1	0,5
Влияние влажности	0,1	0,3
<b>Суммарная неопределенность (этапы 1 + 2)</b>	<b>0,9</b>	<b>1,5</b>
<i>Этап 3. Определение калибровочного коэффициента для калибруемой системы дозиметрии на основе камеры колодезного типа [см. уравнение (15)]</i>		
Текущее измерение	0,2	0,4
Техника эксперимента и расположение зерен	0,2	0,3
Поправочный коэффициент на рекомбинацию ионов	0,1	0,2
Поправочный коэффициент на радиоактивный распад	0,1	0,2
Поправочный коэффициент на температуру и давление	0,1	0,5
Влияние влажности	0,1	0,3
<b>Суммарная неопределенность (этапы 1 + 2 + 3)</b>	<b>0,9</b>	<b>1,7</b>

ТАБЛИЦА 9. ПРИМЕР ОЦЕНКИ ОТНОСИТЕЛЬНОЙ СТАНДАРТНОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ  $\dot{K}_{\delta,R}$ , ИЗМЕРЕННОГО КАЛИБРОВАННОЙ КАМЕРОЙ КОЛОДЕЗНОГО ТИПА, ДЛЯ ТИПИЧНОГО НМД-ЗЕРНА  $^{125}\text{I}$ <sup>a</sup> (продолжение)

Физическая величина или процедура <sup>b</sup>	Относительная стандартная неопределенность (%)	
	Сценарий 1	Сценарий 2
<i>Этап 4. Измерение ОМВК в лечебном учреждении калиброванной системой дозиметрии на основе камеры колодезного типа [см. уравнение (12)]</i>		
Долгосрочная стабильность калиброванной камеры	0,1	0,2
Текущее измерение	0,2	0,4
Техника эксперимента и расположение зерен	0,2	0,3
Поправочный коэффициент на рекомбинацию ионов	0,1	0,2
Поправочный коэффициент на температуру и давление	0,2	0,5
Влияние влажности	0,1	0,3
<b>Суммарная стандартная неопределенность для</b>	<b>1,0</b>	<b>1,9</b>
<b>Расширенная неопределенность (<math>k = 2</math>) для</b>	<b>2,0</b>	<b>3,8</b>

<sup>a</sup> В данной таблице приведен пример оценки неопределенности для НМД-зерна  $^{125}\text{I}$ . Важно, чтобы конечные пользователи выполнили собственную оценку неопределенности на базе собственных измерительных процедур и оборудования.

<sup>b</sup> На любом из четырех этапов в бюджет неопределенности должна быть включена относительная стандартная неопределенность в 0,4%, если измерения проводятся на большой высоте над уровнем моря или при очень низком давлении, когда требуется применить поправочный коэффициент на высоту над уровнем моря. Затем дополнительные компоненты неопределенности и все остальные компоненты неопределенности, указанные в таблице 9, потребуются сложить в квадратуре, чтобы получить скорректированную суммарную стандартную неопределенность.

ТАБЛИЦА 10. ПРИМЕР ОЦЕНКИ ОТНОСИТЕЛЬНОЙ СТАНДАРТНОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ  $\dot{K}_{\delta,R}$ , ИЗМЕРЕННОГО КАЛИБРОВАННОЙ КАМЕРОЙ КОЛОДЕЗНОГО ТИПА, ДЛЯ ТИПИЧНОГО ВМД-ИСТОЧНИКА  $^{192}\text{Ir}^a$

Физическая величина или процедура	Относительная стандартная неопределенность (%)	
	Сценарий 1	Сценарий 2
<i>Этап 1. Калибровка эталона ОМВК в ДЛПЭ (в единицах ОМВК)</i>		
Установление калибровочного коэффициента	0,6	1,5
<b>Суммарная неопределенность (этап 1)</b>	<b>0,6</b>	<b>1,5</b>
<i>Этап 2. Измерение ОМВК в ДЛВЭ с использованием эталона [см. уравнение (12)]</i>		
Долгосрочная стабильность вторичного эталона	0,1	0,2
Текущее измерение	0,1	0,3
Техника эксперимента и расположение источника	0,2	0,3
Поправочный коэффициент на рекомбинацию ионов	0,1	0,2
Поправочный коэффициент на температуру и давление	0,1	0,5
Влияние влажности	0,1	0,3
Поправочный коэффициент на модель источника	0	0,2
<b>Суммарная неопределенность (этапы 1 + 2)</b>	<b>0,7</b>	<b>1,7</b>
<i>Этап 3. Определение калибровочного коэффициента для калибруемой системы дозиметрии на основе камеры колодезного типа [см. уравнение (15)]</i>		
Текущее измерение	0,1	0,3
Техника эксперимента и расположение источника	0,2	0,3
Поправочный коэффициент на рекомбинацию ионов	0,1	0,2
Поправочный коэффициент на радиоактивный распад	0,1	0,2
Поправочный коэффициент на температуру и давление	0,1	0,5
Влияние влажности	0,1	0,3
<b>Суммарная неопределенность (этапы 1 + 2 + 3)</b>	<b>0,7</b>	<b>1,9</b>

ТАБЛИЦА 10. ПРИМЕР ОЦЕНКИ ОТНОСИТЕЛЬНОЙ СТАНДАРТНОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ  $\dot{K}_{\delta,R}$ , ИЗМЕРЕННОГО КАЛИБРОВАННОЙ КАМЕРОЙ КОЛОДЕЗНОГО ТИПА, ДЛЯ ТИПИЧНОГО ВМД-ИСТОЧНИКА  $^{192}\text{Ir}^a$  (продолжение)

Физическая величина или процедура	Относительная стандартная неопределенность (%)	
	Сценарий 1	Сценарий 2
<i>Этап 4. Измерение ОМВК в лечебном учреждении калиброванной системой дозиметрии на основе камеры колодезного типа [см. уравнение (12)]</i>		
Долгосрочная стабильность калиброванной камеры	0,1	0,2
Текущее измерение	0,1	0,3
Техника эксперимента и расположение источника	0,2	0,3
Поправочный коэффициент на рекомбинацию ионов	0,1	0,2
Поправочный коэффициент на температуру и давление	0,2	0,5
Влияние влажности	0,2	0,3
Поправочный коэффициент на модель источника	0	2
<b>Суммарная стандартная неопределенность для</b>	<b>0,8</b>	<b>2,8</b>
<b>Расширенная неопределенность (<math>k = 2</math>) для</b>	<b>1,7</b>	<b>5,7</b>

<sup>a</sup> В данной таблице приведен пример оценки неопределенности для ВМД-источника  $^{192}\text{Ir}$ . Важно, чтобы конечные пользователи выполнили собственную оценку неопределенности на базе собственных измерительных процедур и оборудования.

контроля качества измерительных приборов. В качестве альтернативы могут использоваться значения, указанные производителем. На практике для решения конкретной задачи часто рекомендуется вначале определить желаемый уровень неопределенности, а затем принять соответствующие меры для его достижения.

Более подробные сведения об этой методике приведены в публикации «Evaluation of Measurement Data - Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement» («Оценка данных измерений — руководство по выражению неопределенности в измерениях») [167] и в дополнении VI.

Кроме того, в документе IAEA-TECDOC-1585 «Measurement Uncertainty» («Неопределенность измерений») [168] даются руководящие указания ДЛВЭ по оценке неопределенностей измерений, выполняемых их службами калибровки, и предоставлению информации о них.

В таблице 9, в которой рассматривается НМД-источник  $^{125}\text{I}$  для брахитерапии, сценарий 1 описывает случай, когда используется дозиметр эталонного класса и его характеристики соответствуют требованиям настоящих практических рекомендаций или превышают их. Он описывает случай, когда условия облучения строго контролируются (т.е. с точки зрения расположения зерен, плотности воздуха, выбора поправочных коэффициентов и т.д.) и применяются соответствующие поправки на влияющие величины.

Сценарий 2 в таблице 9 описывает *возможную, но неоптимальную ситуацию*, когда условия измерения не контролируются и не отслеживаются, а некоторые поправки не применяются. Например, камера не достигла теплового равновесия, давление воздуха измеряется неточно, а в сигнале высок уровень шума, и надлежащий вычит фона не производится. В обоих сценариях делается допущение о правильном применении поправочных коэффициентов на конкретную модель источника. Если исходить из стандартных неопределенностей константы мощности дозы  $\Lambda$  в 2,5% [82] и 3,5% для сценариев 1 и 2 соответственно, опираясь на значения  $\dot{K}_{\delta, R}$ , приведенные в таблице 9, то расширенная неопределенность ( $k=2$ ), связанная с определением поглощенной дозы в воде в опорной точке,  $\dot{D}_w(r_0, \theta_0)$ , составит 5,4% и 8,0% соответственно.

В таблице 10, в которой рассматривается ВМД-источник  $^{192}\text{Ir}$  для брахитерапии, сценарий 1 описывает случай, когда используется дозиметр эталонного класса и его характеристики соответствуют требованиям настоящих практических рекомендаций или превышают их. Он описывает случай, когда условия облучения строго контролируются (т.е. с точки зрения модели источника, расположения источника, плотности воздуха и т.д.) и применяются соответствующие поправки на влияющие величины. В этом сценарии при калибровке и измерениях в лечебном учреждении используется одна и та же модель источника, поэтому применять поправки на модель источника или связанную с ней неопределенность нет необходимости.

Сценарий 2 в таблице 10 описывает *реалистичную, но неоптимальную ситуацию*, когда условия измерения не контролируются и не отслеживаются, а некоторые поправки не применяются. Например, источник, используемый в ДЛВЭ, отличается от используемого в ДЛПЭ, и применяется поправочный коэффициент на модель источника из таблицы 8. Стандартная неопределенность, связанная с использованием этого поправочного коэффициента, включена в бюджет неопределенности (0,2% в таблице 10,

этап 2, сценарий 2). Если опубликованные поправочные коэффициенты на модель источника отсутствуют, например если в лечебном учреждении используется иной тип камеры колодезного типа или новый тип источника  $^{192}\text{Ir}$ , не указанный в таблице 8, для сценария 2 будет добавлен дополнительный компонент неопределенности (см. таблицу 10, этап 4, сценарий 2). Учесть все будущие конструкции источников или камер колодезного типа не представляется возможным, но исходя из наибольшего поправочного коэффициента на модель источника для существующих ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$ , указанных в таблице 8 (т.е. 1,018 для комбинации VariSource VS2000/ Elekta microSelectron-v1), что эквивалентно отклонению в 1,8%, рекомендуется учитывать компонент неопределенности не менее 2% (см. таблицу 10, этап 4, сценарий 2). Строго говоря, значение 2% (округленное с 1,8%) — это «отклонение», а не «неопределенность». Однако при этом неидеальном сценарии измерений в поправочный коэффициент на модель источника в таблице 10, этап 4, сценарий 2, необходимо включить дополнительный компонент неопределенности. Компонент неопределенности может быть еще выше, например, для ИМД-источников, где геометрия источника может быть совершенно иной по сравнению с ВМД-источниками (как упоминалось в разделе 8.3).

Если исходить из стандартных неопределенностей константы мощности дозы  $\Lambda$  в 0,5% [82] и 5% для сценариев 1 и 2 соответственно, опираясь на значения  $K_{\delta,R}$ , приведенные в таблице 10, то расширенная неопределенность ( $k = 2$ ), связанная с определением поглощенной дозы в воде в опорной точке,  $\dot{D}_w(r_0, \theta_0)$ , составит 1,9% и 11,5% соответственно.

## 10. ПРИМЕНЕНИЕ ЭТАЛОННЫХ ВЕЛИЧИН В ЛЕЧЕБНОМ УЧРЕЖДЕНИИ

В целом, расчеты дозы при брахитерапии основаны на последовательной методике, в которой используются дозиметрические параметры для обеспечения единообразной доставки дозы пациентам по всему миру. Компоненты этой методики обычно включают в себя критерий мощности источника для определения мощности конкретного источника для брахитерапии, а также дозиметрические параметры, применимые к данной модели источника. Этот подход предполагает постоянство производственных технологий, чтобы дозиметрические характеристики конкретной модели источника были в любой момент времени применимы ко всем источникам этой модели.

Чтобы избежать ошибок при расчете дозы, для спецификации источников для брахитерапии настоятельно рекомендуется использовать только величины и единицы измерения, одобренные в разделе 3 настоящих практических рекомендаций. Как указывалось ранее в IAEA-TECDOC-1274 «Calibration of Photon and Beta Ray Sources Used in Brachytherapy: Guidelines on Standardized Procedures at Secondary Standards Dosimetry Laboratories (SSDLs) and Hospitals» («Калибровка источников фотонного и бета-излучения, используемых в брахитерапии: руководство по стандартизированным процедурам в дозиметрических лабораториях вторичных эталонов (ДЛВЭ) и лечебных учреждениях») [36], необходимо проявлять особую внимательность при пересчете величин, которые уже были пересчитаны ранее. Например, если калибровка источника, выполненная производителем, напрямую прослеживается до поверочной лаборатории, но мощность источника в паспорте источника выражена другой величиной, то необходимо вначале преобразовать паспортную величину обратно в калибровочную величину путем ее деления на коэффициент пересчета, который использовался производителем. Только в этом случае преобразование в нужную величину может быть выполнено одним действием. Если эта процедура не выполняется, существует риск того, что при пересчете мощности источника, указанной в паспорте источника, производитель мог использовать коэффициент, отличный от того, который используется конечным пользователем, и что прослеживаемость измерения мощности источника будет потеряна.

Ниже описано применение калибровочных величин для различных источников для брахитерапии, включая изложение подходов к расчетам распределения дозы. Часть представленной информации сведена в таблицу 11.

## 10.1. РАДИОАКТИВНЫЕ ИСТОЧНИКИ ФОТОННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Методика дозиметрии, используемая во всем мире в брахитерапевтических СПЛ для большинства внутрисполостных, внутритканевых и внутрипросветных применений ВМД- и НМД-источников фотонного излучения, основана на докладе TG-43 ААФМ [23, 79–83]. Ключевым моментом в этом докладе является использование калиброванной мощности источника. Мощность дозы в любом заданном месте в воде прямо пропорциональна мощности источника и другим влияющим величинам, как показано ниже в уравнениях (34) и (35).

ТАБЛИЦА 11. РЕКОМЕНДУЕМЫЕ КАЛИБРОВОЧНЫЕ ВЕЛИЧИНЫ  
 ДЛЯ РАЗЛИЧНЫХ ИСТОЧНИКОВ ДЛЯ БРАХИТЕРАПИИ  
 И СООТВЕТСТВУЮЩИЕ СПОСОБЫ РАСЧЕТА РАСПРЕДЕЛЕНИЯ  
 ДОЗЫ

Тип излучения	Клинические применения ВТ	Рекомендуемые калибровочные величины	Возможные методы расчета распределения дозы
Фотонное (радионуклид)	Внутриполостное, внутритканевое, внутривосветное, офтальмологическое		TG-43, адаптированный TG-43 или метод Монте-Карло
	Поверхностное	$\dot{K}_{\delta,R}, S_K, \dot{D}_{W,R}$	Ручной расчет, библиотечный план, TG-43, метод Монте-Карло, на основе измерений в ионизационной камере [181]
Бета-излучение	Внутрисосудистое	$\dot{D}_W(2\text{ mm})$	На основе ПГД
	Офтальмологическое	— <sup>a,b</sup>	На основе ПГД, адаптированный TG-43 или метод Монте-Карло
Фотонное (эБТ)	Внутриполостное		Адаптированный TG-43 или метод Монте-Карло
	Поверхностное	— <sup>a,c</sup>	На основе ПГД или метод Монте-Карло

<sup>a</sup> Не представлены в данных практических рекомендациях.

<sup>b</sup> Полезную информацию можно найти в дополнении IV.

<sup>c</sup> Полезную информацию можно найти в дополнении III.

$$\dot{D}(r,\theta) = S_K \Lambda \frac{G_X(r,\theta)}{G_X(r_0,\theta_0)} g_X(r) F(r,\theta), \quad (34)$$

$$\dot{D}(r,\theta) = \dot{K}_{\delta,R} \Lambda_{r_0} \frac{G_X(r,\theta)}{G_X(r_0,\theta_0)} g_X(r) F(r,\theta), \quad (35)$$



где уравнение (35) представляет собой вариацию первоначальной методики TG-43, а  $K_{\delta,R}$  используется вместо  $S_K$  для выражения мощности источника. Эти уравнения применимы для двухмерной дозиметрической характеристики источника для брахитерапии с системой координат, показанной на рис. 1.

В обоих случаях при константах мощности дозы  $\Lambda$  или  $\Lambda_{r_0}$  мощность дозы в воде в опорной точке  $P(r_0, \theta_0)$  выводится при помощи уравнений (3) и (4) соответственно. Остальные члены в уравнениях (34) и (35) — это величины, влияющие на мощность дозы:

- a) геометрический фактор  $G_X(r, \theta)$ ;
- b) радиальная дозовая функция  $g_X(r)$ ;
- c) функция двухмерной анизотропии  $F(r, \theta)$ ,

где  $X$  заменяется на  $P$  или  $L$ , чтобы указать, что выбрана аппроксимация точечного или линейного источника соответственно. В некоторых случаях выбирается упрощенная версия уравнения (34) и уравнения (35) с функцией одномерной анизотропии  $\Phi_{an}(r)$  вместо  $F(r, \theta)$ . Более подробное описание методики TG-43 и каждой из этих функций приведено в дополнении V. Германский институт стандартизации (ГИС) издал стандарт DIN-6803-2 «Дозиметрия для фотонной брахитерапии — часть 2» [169], в котором вводится специальный калибровочный коэффициент для камеры колодезного типа, включающий  $\Lambda$ , и который во всех остальных аспектах согласуется с методикой TG-43.

Расчет распределения дозы при поверхностной брахитерапии с использованием конусовидных аппликаторов (например, аппликаторов Valencia и Leipzig) [170–177] обычно основывается на ручном расчете или на предварительно рассчитанных данных двухмерного распределения дозы, которые должны быть пересчитаны на фактическую мощность источника [29, 178]. Библиотечные данные для ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  Nucletron и аппликаторов Valencia и Leipzig можно найти на сетевом ресурсе [179]. Дозиметрические характеристики источника, находящегося в аппликаторе, с пластиковым колпачком, установленным на конце аппликатора, могут быть получены при помощи плоскопараллельных ионизационных камер с малым рабочим объемом [180, 181].

Гибкие аппликаторы (например, аппликатор Freiburg), которые обычно используются для лечения более обширных поражений, чем те, которые лечатся аппликаторами в форме колпачка, обычно применяются в сочетании с алгоритмом TG-43 [29].

Для внутрисполостных применений эБТ при расчете дозы на основе методики TG-43 могут быть предложены альтернативные подходы [182],

когда мощность источника либо измеряется непосредственно в единицах  $\dot{D}_{w,R}$  [183], либо  $\dot{D}_w(r_0, \theta_0)$  выводится путем применения определенного коэффициента к физической величине, характеризующей мощность источника [184].

## 10.2. БЕТА-ИЗЛУЧАЮЩИЕ РАДИОАКТИВНЫЕ ИСТОЧНИКИ

Поскольку бета-излучающие источники для брахитерапии имеют иные радиологические свойства, чем источники фотонов, установить дозиметрические характеристики таких источников с помощью методики TG-43 сложно из-за неэкспоненциального спада дозы. Определение характеристик еще более усложняется для плоских источников, таких как глазные пластинки или источники для процедур на спинном мозге, где распределение радионуклидов не может быть точно оценено по точечному или линейному сегменту [185, 186]. Поэтому расчеты дозы обычно ограничиваются точечными или одномерными определениями распределения дозы по глубине [28].

Для источников с линейным сегментом, таких как бета-излучающие источники для ВСБТ, в докладах TG-60 и TG-149 ААФМ излагается рекомендуемый подход к нормированию дозы на глубине 2 мм и проведению дозиметрии с использованием декартовой системы координат вместо полярной системы координат, применяемой в методике расчета дозы TG-43 [26, 187].

Для глазных пластинок был разработан подход к планированию клинического лечения, модифицирующий методику расчета дозы TG-43 [27, 188].

Хотя методы калибровки источника и расчета дозы для бета-излучающих источников отстают в развитии от методов для источников фотонного излучения, стоит отметить их потенциальные преимущества для проведения конформного лечения.

## 10.3. РЕЕСТРЫ ИСТОЧНИКОВ ДЛЯ БРАХИТЕРАПИИ

Для оказания услуг брахитерапии необходимо внедрение положительных практик и системы менеджмента качества, а источники для брахитерапии нуждаются в надежных эталонах для калибровки и дозиметрии. Для глобальной гармонизации необходимо подтверждение того, что программа калибровки источника производителя прослеживается до первичного калибровочного эталона благодаря передаче калибровочного

эталоны в ДЛВЭ (или АЛДК), что были проведены сравнения мощности источника для демонстрации точности и постоянства программы калибровки и что параметры дозиметрии источника (например, константа мощности дозы) были оценены с помощью двух независимых методов [189, 190].

Если источник удовлетворяет этим дозиметрическим требованиям, производитель источника (или клинический пользователь) может подать заявку на включение данного источника в Реестр источников для брахитерапии (РИБ). РИБ ведется ААФМ совместно с центром ГК Главного центра визуализации и радиационной онкологии в Хьюстоне (IROC). Рассмотрение заявки на включение источника в РИБ осуществляется рабочей группой ААФМ по РИБ, которая затем дает рекомендацию на этот счет подкомитету ААФМ по брахитерапии. Данные об источниках, включенных в РИБ, дозиметрические требования ААФМ и другие важные материалы имеются на сетевом ресурсе [89]. Производителям, не соблюдающим дозиметрические требования, предлагается обеспечить соблюдение таковых, но в случае недостаточных действий с их стороны их продукция исключается из РИБ.

Европейское общество радиотерапии и онкологии (ЕОТРО) ведет базу данных по источникам для брахитерапии, в которую включены дозиметрические параметры в удобном формате электронных таблиц [91], а также источники, которые еще не соответствуют или уже не соответствуют дозиметрическим требованиям ААФМ. Гармонизация этих двух реестров обеспечивается благодаря тому, что члены ААФМ и ЕОТРО совместно участвуют в деятельности рабочей группы по РИБ и руководят ею.

#### 10.4. ТИПИЧНЫЕ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ ПРИ ДОЗИМЕТРИИ ПАЦИЕНТОВ

Неопределенности в процессе доставки дозы могут повлиять на клинический результат с точки зрения как локального контроля, так и побочных эффектов. При лечении методами брахитерапии с НМД и ВМД общая клиническая неопределенность оценивается как комбинация отдельных факторов неопределенности, которые связаны с несколькими параметрами, такими как:

- a) калибровки мощности источника, прослеживаемые до ДЛПЭ;
- b) оценки значений  $\Lambda$ ,  $G_x$ ,  $g_x$ ,  $F$  или  $\Phi_{an}$ , используемых для расчетов и интерполяций при планировании лечения, если применяется алгоритм TG-43. Оценки других возможных параметров, если используются методы расчета дозы, отличные от алгоритма TG-43;

- c) методы визуализации и позиционирование и реконструкция положения аппликатора/катетера/источника;
- d) оконтуривание мишени (включая вариативность выполнения этой процедуры одним и разными наблюдателями);
- e) неоднородность тканей и конечные размеры пациента;
- f) всасывание аппликатора;
- g) доставка дозы;
- h) анатомические вариации с течением времени.

Неопределенности зависят от клинического применения и в целом различаются в зависимости от радиоактивных источников (т.е. НМД или ВМД, низкоэнергетического или высокоэнергетического, радионуклида, модели, калибровочной лаборатории), облучаемых анатомических областей, возможного фракционирования и уровня адаптации к системе визуального контроля. Исчерпывающий анализ, таблицы и примеры приведены в работах DeWerd et al. [142] и Kirisits et al. [19]. Рекомендуется, чтобы каждое учреждение выполнило надлежащие комплексные оценки неопределенности, установив, количественно измерив и сгруппировав компоненты неопределенности, влияющие на каждый конкретный клинический процесс лечения методами брахитерапии. Тем самым можно выявить и, возможно, улучшить неоптимальные элементы на любом этапе подготовки и проведения лечения с целью уменьшения их дозиметрической неопределенности.

## Дополнение I

### УСТАРЕВШИЕ ВЕЛИЧИНЫ И ЕДИНИЦЫ ИЗМЕРЕНИЯ

В брахитерапии существует ряд устаревших величин, на дальнейшем применении которых настаивают пользователи. Использование этих единиц может приводить к ошибкам из-за коэффициентов пересчета. Эти величины могут давать погрешность до 10%. Одна из величин, которая постоянно используется, — это кажущаяся активность  $A_{\text{app}}$ . Согласно ее определению,  $A_{\text{app}}$  выводится из ОМВК, прослеживаемой до соответствующего эталона, по следующему уравнению:

$$A_{\text{app}} = \frac{\dot{K}_{\delta,R} d_R^2}{(\Gamma_{\delta})_K}, \quad (36)$$

где  $d_R$  — опорное расстояние,  $(\Gamma_{\delta})_K$  — константа мощности воздушной кермы<sup>5</sup>.  $A_{\text{app}}$  зависит от ОМВК; ее нельзя определить независимо экспериментальным путем. Необходимо иметь значение  $(\Gamma_{\delta})_K$ , которое зависит от модели источника (т.е. радионуклида, конструкции источника и его капсулы). Как уже говорилось около 20 лет назад в документе IAEA-TECDOC-1274 [36], поскольку «для многих источников для брахитерапии были опубликованы разные константы мощности воздушной кермы, неспособность единообразно определить и применять  $(\Gamma_{\delta})_K$  может серьезно запутать дело и привести к ненужным ошибкам при проведении лечебных процедур». Поэтому не предполагается, что эта величина будет использоваться для нужд дозиметрии.

Некоторые правительства требуют предоставлять данные об активности источника, содержащегося в упаковке, для целей транспортировки. Эта цифра неточна и поэтому не должна использоваться для каких бы то ни было клинических целей. Измерение активности источника, содержащегося в упаковке, в некоторой степени коррелирует с  $A_{\text{app}}$  посредством поправок на герметизацию источника. Одинаковые значения  $A_{\text{app}}$  для двух разных источников, содержащих один и тот же радионуклид, необязательно соответствуют одинаковым значениям активности источника, содержащегося в упаковке, поскольку их

---

<sup>5</sup> Индекс  $\delta$  в константе мощности воздушной кермы  $(\Gamma_{\delta})_K$  указывает на то, что в расчет принимаются только фотоны с энергией больше чем  $\delta$ . Считается, что фотоны с энергиями ниже этого порога поглощаются в радионуклиде (т.е. происходит самопоглощение) или в его капсуле.

соотношение зависит от конструкции источника. Кроме того, единицей СИ для измерения активности является беккерель, а не кюри и не миллиграмм-эквивалент радия, мг-экв Ra.

В прошлом для калибровки ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  использовались устройства для измерений в свободном воздухе [16, 36, 161]. Этот метод больше использовать не следует. Измерения получаются более последовательными и точными при использовании воздушной ионизационной камеры колодезного типа.

## Дополнение II

### УСТАНОВЛЕНИЕ ПЕРВИЧНЫХ ЭТАЛОНОВ ДЛЯ КАЛИБРОВКИ РАДИОАКТИВНЫХ ИСТОЧНИКОВ ДЛЯ БРАХИТЕРАПИИ

Современное положение дел с дозиметрическими эталонами в единицах воздушной кермы и поглощенной дозы в воде для источников, рассматриваемых в настоящих практических рекомендациях, вкратце представлено в таблице 12 и таблице 13 в конце данного раздела соответственно. В разделах II.1 и II.2 приводится краткий обзор различных эталонов дозиметрии в брахитерапии — первичных эталонов или приборов, напрямую прослеживаемых до первичных эталонов, которые либо используются в настоящее время в различных национальных метрологических институтах (НМИ) по всему миру, либо разработаны в качестве прототипов. Более подробное описание этих приборов можно найти в двух недавних обзорных статьях [77, 144], а также в специальных статьях и докладах, указанных в списке использованных источников.

#### II.1. РАДИОАКТИВНЫЕ ИСТОЧНИКИ ФОТОННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

С начала 1990-х годов многие НМИ разработали первичные эталоны воздушной кермы для разных типов источников фотонного излучения для брахитерапии, таких как  $^{103}\text{Pd}$ ,  $^{125}\text{I}$ ,  $^{192}\text{Ir}$ ,  $^{131}\text{Cs}$ ,  $^{137}\text{Cs}$  и  $^{60}\text{Co}$ . Обычно значения  $\dot{K}_{\delta, R}$  или  $S_K$  источников высокой энергии получают при помощи ионометрических эталонов на основе ионизационных камер, поскольку они имеют достаточно высокое отношение сигнал — шум.  $\dot{D}_w$  может быть получена либо с помощью ионометрического эталона и преобразования в мощность поглощенной дозы в воде с помощью коэффициента пересчета, полученного методом Монте-Карло, либо путем более прямых измерений, основанных на калориметрии поглощенной дозы или химической дозиметрии.

##### II.1.1. Эталоны дозиметрии воздушной кермы для НМД-источников

В Национальном институте стандартов и технологий (НИСТ, США) сконструирована цилиндрическая широкоугольная свободновоздушная камера (WAFAC) для определения величины мощности воздушной кермы для НМД-источников  $^{103}\text{Pd}$ ,  $^{125}\text{I}$  и  $^{131}\text{Cs}$  [164, 165]. НМД-источники устанавливаются на расстоянии 30 см от апертуры WAFAC диаметром 8 см.

Алюминиевый фильтр толщиной 0,1 мм между источником и апертурой блокирует низкоэнергетическую рентгеновскую флюоресценцию, возникающую в титановой капсуле источника. Как следует из доклада TG-43U1 ААФМ [81] и доклада 72 МКРЕ [87], при определении  $S_K$  и  $\dot{K}_{\delta,R}$  соответственно учитываются только фотоны с энергией больше дельты, поскольку фотоны с энергией меньше  $\delta$  вносят лишь незначительный вклад в поглощенную дозу на глубине  $> 1$  мм в ткани. Значение  $\delta$  обычно составляет 5 кэВ для НМД-источников и 10 кэВ для ВМД-источников [23, 81]. Измерения мощности воздушной кермы при помощи WAFAC можно проводить при энергиях фотонов до 40 кэВ. Это предполагает измерение ионизационных токов из двух разных собирающих объемов и применение различных коэффициентов пересчета и поправок.

Калибровки НМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  и  $^{137}\text{Cs}$  проводятся в НИСТ при помощи сферических ионизационных камер, полость которых имеет графитовые стенки [191].

В АЛДК ВУ разработана свободновоздушная камера с переменной апертурой (VAFAC) для измерения  $S_K$  НМД-источников  $^{103}\text{Pd}$ ,  $^{125}\text{I}$  и  $^{131}\text{Cs}$  [166]. VAFAC имеет собирающий электрод большого диаметра, может работать в режиме экстраполяции и используется для источников для брахитерапии с энергиями фотонов до 70 кэВ. По конструкции камера схожа с WAFAC, разработанной НИСТ. Однако переменная апертура VAFAC также позволяет изучать угловую зависимость измерений мощности воздушной кермы.

Национальный научно-исследовательский совет (ННИС, Канада) также принял в качестве первичного эталона WAFAC, основанную на конструкции НИСТ, для измерения  $S_K$  НМД-зерен  $^{103}\text{Pd}$  и  $^{125}\text{I}$ . И у WAFAC в ННИС, и у VAFAC в ВУ наблюдался значительный эффект полярности. Этот эффект был устранен путем закрытия передней и задней поверхностей собирающих электродов WAFAC ННИС и VAFAC ВУ электропроводящим материалом [192]. Однако было также продемонстрировано, что это не оказывает прямого влияния, поскольку эффект полярности устраняется путем дифференциального измерения заряда, собранного из двух собирающих объемов.

В Федеральном физико-техническом институте (РТВ, Германия) была введена в строй плоскопараллельная экстраполяционная камера с большим рабочим объемом (GROVEX) в качестве первичного эталона  $\dot{K}_{\delta,R}$  для НМД-источников фотонного излучения  $^{103}\text{Pd}$  и  $^{125}\text{I}$  [193]. По своей конструкции GROVEX схожа с WAFAC НИСТ. Однако расстояние между двумя плоскопараллельными электродами регулируется автоматически. Для нескольких расстояний между пластинами, которые больше, чем пробег вторичных электронов, измеряются ионизационные токи, и мощность



воздушной кермы выводится из градиента этой функции после применения всех рассчитанных методом Монте-Карло поправочных коэффициентов. Экстраполяционная камера GROVEX названа так в силу традиции, поскольку она была разработана на основе серии исследовательских проектов в Германии и в РТВ [194]. Однако GROVEX никогда не предполагалось использовать как экстраполяционную камеру в том смысле, что измерения будут экстраполироваться на нулевое расстояние между пластинами в условиях Брэгга — Грея. По сути, измерения выполняются в условиях вторичного электронного равновесия при достаточно больших расстояниях между пластинами.

Национальная лаборатория им. Анри Беккереля (LNE-LNHB, Франция) при Комиссариате по атомной энергии и альтернативным источникам энергии (КАЭ) сконструировала кольцевую свободновоздушную камеру в форме тора с внешним радиусом около 50 см в качестве первичного эталона для НМД-источников  $^{103}\text{Pd}$  и  $^{125}\text{I}$  [195]. Прямоугольное поперечное сечение тора имеет характеристики обычной свободновоздушной камеры. Для измерения  $\dot{K}_{\delta,R}$  НМД-источники помещаются внутрь каптоновой трубки с трубчатым алюминиевым фильтром толщиной 0,1 мм либо без него в центре кольцевой камеры. Преимущество кольцевой конструкции камеры состоит в том, что измерения  $\dot{K}_{\delta,R}$  не чувствительны к расположению источника. Любые эффекты, связанные с анизотропией источника, будут усреднены во время измерения.

В НФЛ используется сферическая ионизационная камера NE2551 для защитного уровня с рабочим объемом 3 литра для измерения  $\dot{K}_{\delta,R}$  НМД-зерен  $^{125}\text{I}$  и НМД-провода  $^{192}\text{Ir}$  [196, 197]. Эта ионизационная камера имеет прослеживаемую калибровку до первичных эталонов НФЛ — свободновоздушных камер для рентгеновского излучения низкой и средней энергии и полостной камеры терапевтического уровня для  $^{60}\text{Co}$ . Ионизационная камера с рабочим объемом 3 литра калибруется в пучках рентгеновского излучения с энергией 25 кэВ и 33 кэВ на серии узких спектров ISO 4037-1 (1993) [198], чтобы получить калибровочный коэффициент ионизационной камеры  $^{125}\text{I}$  путем вычисления среднего значения калибровочных коэффициентов для 25 кэВ и 33 кэВ. Ионизационная камера также калибруется для рентгеновских лучей с энергией от 35 кэВ до 250 кэВ и гамма-лучей  $^{137}\text{Cs}$  и  $^{60}\text{Co}$ . Калибровочный коэффициент камеры для  $^{192}\text{Ir}$  выводится путем взвешивания различных энергетических откликов камеры по спектру  $^{192}\text{Ir}$ .

Эталон  $\dot{K}_{\delta,R}$  Национального института метрологии ионизирующих излучений Агентства по новым технологиям, энергетике и окружающей среде (ЭНЕА-INMRI, Италия) основан на методе интерполяции, разработанном Verhaegen et al. [199], при котором три сферические

ионизационные камеры калибруются по первичным эталонам воздушной кермы ЭНЕА в рентгеновских лучах на серии ISO 4037-1 и в гамма-лучах  $^{60}\text{Co}$  [200]. При помощи этих ионизационных камер измеряется  $\dot{K}_{\delta,R}$  НМД-источников  $^{125}\text{I}$  и  $^{192}\text{Ir}$ , а также ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$ .

Во Всероссийском научно-исследовательском институте метрологии им. Д.И. Менделеева (ВНИИМ, Российская Федерация) измерения  $S_K$  НМД-зерен  $^{125}\text{I}$  проводятся с использованием сферической ионизационной камеры ТМ32002 типа РТW с рабочим объемом 1 л и сцинтилляционного детектора БДКР-01М производства «АТОМТЕХ». Эти приборы откалиброваны по первичному эталону воздушной кермы ВНИИМ для рентгеновского излучения в диапазоне энергий от 16 кэВ до 33 кэВ на пучках качества ISO 4037 N20-N40 и L20-L35. Калибровочные коэффициенты  $^{125}\text{I}$  определяются путем линейной интерполяции [201, 202].

## II.1.2. Эталоны дозиметрии воздушной кермы для ВМД-источников

До начала 1990-х годов первичного эталона для ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  не существовало. В 1991 году в исследовании Goetsch et al. [203] был разработан интерполяционный метод для калибровки ионизационных камер в АЛДК ВУ для измерения  $S_K$  ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$ . Средние значения энергии фотонов типичного ВМД-источника  $^{192}\text{Ir}$  находятся примерно посередине между значениями эффективной энергии рентгеновского пучка качества НИСТ М250 (146 кэВ) и гамма-излучения  $^{137}\text{Cs}$  (662 кэВ). Полостная ионизационная камера терапевтического уровня из АЛДК ВУ была откалибрована в воздухе в этих двух эталонных пучках по первичным эталонам НИСТ, и Goetsch et al. получили калибровочный коэффициент камеры для  $^{192}\text{Ir}$  путем линейной интерполяции. Калиброванная камера использовалась для измерения  $S_K$  ВМД-источника  $^{192}\text{Ir}$  на нескольких расстояниях в воздухе. Измерения проводились на семи расстояниях источник — камера от 10 см до 40 см, чтобы определить поправочные коэффициенты, учитывающие ошибки позиционирования и рассеяние в помещении. Подробный обзор метода семи расстояний и описание улучшенной версии первоначального аппарата для измерения на семи расстояниях приведены в работах Rasmussen et al. и Stump et al. [159, 204].

Метод семи расстояний был рекомендован к использованию МАГАТЭ [36]. В 1990-х годах и начале 2000-х годов многие ДЛПЭ и ДЛВЭ разработали аналогичные методы для измерения  $\dot{K}_{\delta,R}$  или  $S_K$  ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$ . В 2006 году Mainegra-Hing и Rogers [205] из ННИС улучшили точность метода семи расстояний, интерполировав калибровочный коэффициент для  $^{192}\text{Ir}$ , основанный на значениях  $1/N_K$ , а не на значениях  $N_K$ . Кроме того, было доказано, что поправочные

коэффициенты на влияние стенок камеры в методе интерполяции Goetsch не потребуются. Первичный эталон ННИС для ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  для брахитерапии [137] основан на сферической графитовой ионизационной камере, где калибровочный коэффициент  $^{192}\text{Ir}$  был определен с помощью подхода, рекомендованного Mainegra-Hing и Rogers [205], при котором бралось среднее арифметическое значение обратных величин калибровочных коэффициентов для пучка рентгеновских лучей с узким спектром 250 кВ (N250) и пучка гамма-лучей  $^{137}\text{Cs}$ , непосредственно прослеживаемых до первичных эталонов ННИС для этих двух пучков излучения. Этот подход был использован для ряда устройств афтерлодинга в работе Rasmussen et al. [159].

Кроме того, в исследовании Kumar et al. [206, 207] были разработаны упрощенные аналитические методы оценки роли рассеяния и ошибки позиционирования, необходимые для определения  $K_{\delta,R}$  или  $S_K$  ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  для брахитерапии, с использованием метода семи расстояний и цилиндрической ионизационной камеры фермеровского типа.

В работе Rasmussen et al. [159] были описаны уточненный вариант метода интерполяции для эталона мощности воздушной кермы АДК ВУ, дальнейшая модификация аппарата для измерения на семи расстояниях и бюджет неопределенности.

Во ВНИИМ измерения  $S_K$  ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  выполняются с помощью сферической ионизационной камеры ТМ32005 типа РТВ с рабочим объемом  $30 \text{ см}^3$ , которая калибруется по первичным эталонам воздушной кермы ВНИИМ для рентгеновского и гамма-излучения с использованием качества излучения ССRI 250 (эффективная энергия 124 кэВ) и  $^{137}\text{Cs}$  соответственно. Калибровочный коэффициент камеры для  $^{192}\text{Ir}$  определяется путем линейной интерполяции [202].

Вместо того чтобы полагаться только на два качества фотонного пучка, другие национальные измерительные институты калибруют свои ионизационные камеры на нескольких дополнительных рентгеновских пучках средней энергии, а также на гамма-лучах  $^{60}\text{Co}$ , прежде чем интерполировать их на  $^{192}\text{Ir}$ . Дополнительные методы интерполяции для калибровки полостных ионизационных камер для ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  были разработаны в РТВ [136, 208, 209], ЭНЕА-INMRI [200] и Лаборатории радиологических наук Государственного университета Рио-де-Жанейро (LCR, Бразилия) [210, 211]. Методы интерполяции для калибровки камер наперсткового типа NE2571 для ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  были введены в LNE-LNHB [212, 213], Лаборатории им. ван Свиндена (VSL, Нидерланды) [134, 214, 215] и Австралийском агентстве по радиационной защите и ядерной безопасности (АРПАНСА, Австралия) [216, 217]. В LNE-LNHB наперстковая камера NE2571 вращается вокруг

ВМД-источника  $^{192}\text{Ir}$  на разных радиусах, обычно в диапазоне расстояний источник — детектор от 100 мм до 220 мм, с высокой точностью  $\pm 52$  мкм.

В НФЛ в качестве первичного эталона для ВМД-источника  $^{192}\text{Ir}$  принята полостная ионизационная камера [135, 218]. Объем воздушной полости был измерен в ходе наладочных работ. Метод НФЛ для измерения  $\dot{K}_{\delta,R}$  основан на принципе Брэгга — Грея и применении теории больших полостей, и он не требует интерполяции калибровочных коэффициентов, поскольку полостная камера напрямую настроена на гамма-спектр коммерчески доступного ВМД-источника  $^{192}\text{Ir}$  для брахитерапии.

В Центре атомных исследований им. Бхабхи (ЦАИБ, Индия) в качестве первичного эталона также принята полостная графитовая ионизационная камера на основе известного собирающего объема для стандартизации ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  для брахитерапии в единицах  $\dot{K}_{\delta,R}$ . Метод ЦАИБ для измерения  $\dot{K}_{\delta,R}$  основан на общей теории полости Бурлина. Калибровочный коэффициент воздушной кермы ( $N_K$ ) этой ионизационной камеры был оценен аналитически с помощью теории полости, а также подтвержден расчетами методом Монте-Карло [219]. Другие графитовые полостные камеры качества первичного эталона, основанные на известных собирающих объемах и применении теории полости для измерения  $\dot{K}_{\delta,R}$  или  $S_K$  ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$ , были разработаны в Институте ядерно-энергетических исследований (ИЯЭИ, Тайвань) [220], Корейском научно-исследовательском и метрологическом институте (КНИМИ, Республика Корея) [221] и Национальном институте метрологии Японии (AIST-NMIJ) [138]. В Национальном институте метрологии (НИМ, Китай) также разработана графитовая полостная камера качества первичного эталона с известным собирающим объемом, которая в настоящее время настраивается для работы с ВМД-источниками  $^{192}\text{Ir}$ .

### **II.1.3. Эталоны дозиметрии поглощенной дозы в воде для ВМД-источников**

Вместо использования  $S_K$  или  $\dot{K}_{\delta,R}$  альтернативным подходом к калибровке обычных источников для брахитерапии является прямое измерение мощности эталонной поглощенной дозы в воде на расстоянии 1 см от источника в направлении, перпендикулярном оси источника,  $\dot{D}_W(r_0, \theta_0)$ . Величины  $r_0$  и  $\theta_0$  задаются в системе координат, представленной на рис. 1. При прямом измерении  $\dot{D}_W(r_0, \theta_0)$  отпадает необходимость в преобразовании воздушной кермы в дозу путем применения константы мощности дозы  $\Lambda$ . Этот более прямой подход потенциально снижает общую неопределенность в отношении поглощенной дозы в воде.

Каждая из трех ДЛПЭ (ЭНЕА-INMRI, LNE-LNHB и РТВ) разработала ионометрические первичные эталоны поглощенной дозы в воде для фотонных НМД-источников  $^{125}\text{I}$  для брахитерапии в рамках совместного исследовательского проекта Т2.Ю6 «Повышение эффективности лечения рака методами трехмерной (3D) брахитерапии», который осуществлялся в рамках Европейской программы метрологических исследований (EMRP) с 2008 по 2011 год. Калориметрия поглощенной дозы при комнатной температуре для НМД-источников не рассматривалась ввиду ожидаемо слабого сигнала при измерении. Таким образом, все три эталона поглощенной дозы для НМД-зерен  $^{125}\text{I}$  были основаны на ионометрии, поскольку можно было добиться высоких соотношений сигнал — шум.

В РТВ была разработана и сконструирована внутрифантомная свободновоздушная камера (ipFAC) для НМД-источников  $^{125}\text{I}$  и  $^{103}\text{Pd}$ . Эта плоскопараллельная экстраполяционная камера с большим рабочим объемом была ранее известна как GROVEX II [222]. Однако в данном случае измерение основывается не на методе экстраполяции, поэтому было выбрано новое название, отражающее фактический метод измерения. Входная и задняя пластины камеры выполнены из водоеквивалентного материала (RW1). Во время измерения НМД-источники вставляются в небольшой цилиндр из RW1 и вращаются вокруг своей длинной оси на расстоянии 30 см от входной пластины. К разности ионизационных зарядов, собранных при двух разных расстояниях между пластинами, применяется коэффициент пересчета, выведенный методом Монте-Карло, чтобы получить  $\dot{D}_w(r_0, \theta_0)$  [223, 224].

В ЭНЕА-INMRI была разработана ионизационная камера с большим углом и переменным рабочим объемом (LAVV-1) для использования в качестве эталона мощности поглощенной дозы в отношении НМД-источников [225]. Камера встроена в фантом из высокочистого графита и работает в условиях «воздушной камеры без стенок». Метод измерения аналогичен методу, разработанному в РТВ для ipFAC [223].

Для измерения поглощенной дозы применительно к НМД-источникам  $^{125}\text{I}$  LNE-LNHB использует ту же кольцевую свободновоздушную камеру, которая была описана в разделе П.1.1 [195], но с модифицированным держателем источника. НМД-зерна помещаются либо внутрь водоеквивалентной сферы из ПММА радиусом 1 см, либо в полый каптоновый цилиндр радиусом 1 см, заполненный жидкой водой. Каждый из держателей источника может быть установлен в центре кольцевой ионизационной камеры. Измеренная мощность воздушной кермы преобразуется в  $\dot{D}_w(r_0, \theta_0)$  путем применения коэффициента пересчета, полученного методом Монте-Карло.

В АЛДК ВУ был разработан криогенный калориметр с поглотителем тепла из жидкого гелия. Ученым удалось измерить мощность излучения источников для брахитерапии с низкой энергией и низкой мощностью дозы [226, 227].

#### **II.1.4. Эталоны дозиметрии поглощенной дозы в воде для ВМД-источников**

Калориметры поглощенной дозы измеряют тепловой эффект от ионизирующего излучения в той или иной среде (например, в воде или графите). Для ВМД-источников брахитерапии, в отличие от НМД-источников, мощность дозы достаточно велика для того, чтобы калориметры можно было использовать в качестве первичных эталонов поглощенной дозы. Возможность использования водной калориметрии для ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  была продемонстрирована в Макгиллском университете (Монреаль, Канада) [76, 78].

Калориметры поглощенной дозы для ВМД-источников  $^{60}\text{Co}$  и/или  $^{192}\text{Ir}$  были также разработаны в рамках проекта EMRP T2.J06. РТВ и VSL модифицировали существующие у них калориметры поглощенной дозы в воде для дистанционной лучевой терапии. Основная конструкция водяного калориметра РТВ была описана ранее в литературе [228]. Чтобы обеспечить возможность измерения поглощенной дозы от ВМД-источников для брахитерапии, был сконструирован новый держатель источника с иглой из нержавеющей стали, позволяющий удерживать источники на расстоянии 2,5 см от точки измерения калориметра с неопределенностью менее 100 мкм [229].

Эталон поглощенной дозы от ВМД-источника  $^{192}\text{Ir}$  в VSL представляет собой модифицированную конструкцию водяного калориметра для внешних пучков  $^{60}\text{Co}$  и мегавольтных фотонных пучков [230]. Недавно разработанный в VSL держатель источника для водяного калориметра содержит алюминиевый поглотитель тепла для борьбы с эффектом самонагрева, которому подвержен радиоактивный ВМД-источник  $^{192}\text{Ir}$ .

ЭНЕА-INMRI и НФЛ независимо друг от друга разработали и сконструировали два графитовых калориметра для ВМД-источника  $^{192}\text{Ir}$  в рамках проекта EMRP T2.J06. Оба калориметра имеют кольцевой графитовый сердечник со средним радиусом 2,5 см, окруженный вакуумным зазором. Сердечник калориметра ЭНЕА окружен двумя кольцевыми графитовыми рубашками с дополнительными вакуумными зазорами между компонентами, чтобы ограничить передачу тепла от сердечника во внешнюю среду [231]. Калориметр НФЛ для ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  имеет две графитовые трубки, расположенные между источником и сердечником и

разделенные дополнительными вакуумными зазорами с целью ограничить любую кондуктивную передачу тепла между источником и сердечником, а также от сердечника во внешнюю среду [232].

Эталоны поглощенной дозы, описанные в данном разделе, в настоящее время не используются для калибровки приборов класса вторичных эталонов [77]. Однако на заключительном этапе проекта EMRP T2.J06 эталоны  $\dot{D}_w(r_0, \theta_0)$  были использованы вместе с эталонами  $\dot{K}_{\delta, R}$  из четырех ДЛПЭ, упомянутых в разделах П.1.1 и П.1.2, для измерения констант мощности дозы различных типов НМД-источников  $^{125}\text{I}$  и ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  для брахитерапии и была обнаружена хорошая корреляция в пределах заявленных неопределенностей с опубликованными консенсусными значениями [233, 234].

Другой подход к определению  $\dot{D}_w(r_0, \theta_0)$  для ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  состоит в химической дозиметрии с использованием системы Фрике [235]. В ННИС разработано кольцообразное устройство Фрике на основе сульфата железа для абсолютного измерения  $\dot{D}_w(r_0, \theta_0)$  для ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  [236]. Система Фрике менее чувствительна к изменениям температуры по сравнению с калориметром. Дополнительную информацию о системах Фрике для применения в брахитерапии можно найти в научной литературе [236–240].

В некоторых из методов измерения мощности воздушной кермы и мощности поглощенной дозы, описанных в разделах П.1.1–П.1.3, учитывается анизотропия источника за счет использования кольцообразного детектора. В иных случаях либо источник, либо детектор вращается во время измерения. В некоторых случаях измерения проводятся по одному или двум направлениям и  $S_K$ ,  $\dot{K}_{\delta, R}$  или  $\dot{D}_w(r_0, \theta_0)$  выводятся из среднего значения измерений при нескольких перемещениях источника.

## II.2. БЕТА-ИЗЛУЧАЮЩИЕ РАДИОАКТИВНЫЕ ИСТОЧНИКИ

Калибровки бета-источников для брахитерапии, для которых нельзя использовать камеру колодезного типа, недоступны ни в одной ДЛВЭ, за исключением АЛДК ВУ [53, 241]. Офтальмоаппликаторы  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  and  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  также могут быть откалиброваны в некоторых ДЛПЭ (например, НИСТ и НФЛ). Руководство по калибровке бета-источников для брахитерапии можно найти в стандарте ISO 21439 [242]. Этот стандарт ИСО применим к закрытым радиоактивным источникам, например к плоским и изогнутым офтальмоаппликаторам, где для доставки дозы важно только испускаемое бета-излучение.

Эта калибровка прослеживается до первичного эталона НИСТ с относительной расширенной неопределенностью 20% ( $k = 2$ ) и выполняется в водном фантоме с помощью пластикового сцинтилляционного детектора диаметром 1 мм и высотой 0,5 мм [188].

НФЛ предоставляет услуги по калибровке изогнутых и плоских офтальмоаппликаторов  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  и  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ , прослеживаемой до первичного эталона поглощенной дозы в воде  $^{60}\text{Co}$ , в роли которого выступает графитовый калориметр, посредством аланиновой дозиметрии. Калибровка офтальмоаппликаторов производится в единицах мощности дозы в воде на глубине 0 мм и 2 мм вдоль центральной оси пластинки с относительной расширенной неопределенностью 7% ( $k = 2$ ). Калибровка выполняется путем облучения цилиндрических таблеток аланина толщиной 0,5 мм и диаметром 5 мм, которые помещаются в фантом из ПММА. Кривая распределения глубинной дозы измеряется с помощью стопки из десяти таблеток аланина, а мощность поверхностной дозы на глубине 0 мм определяется путем экстраполяции этой кривой на толщину 0 мм. В АЛДК ВУ изогнутые глазные пластинки  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  измеряются с помощью экстраполяционной камеры без окна [53].

Источники  $^{90}\text{Sr}$  с высокой мощностью дозы для ВСБТ традиционно калибруются конечными пользователями в клинике по результатам измерений мощности источника при помощи камеры колодезного типа. В мире больше не существует первичного калибровочного эталона для источников  $^{90}\text{Sr}$  для ВСБТ. Однако медицинские физики все еще могут получить калибровки камер колодезного типа для ВСБТ в АЛДК ВУ [243], в которой хранится калибровочный эталон, прослеживаемый до эталона НИСТ и демонстрирующий постоянство системы с момента упразднения первичного калибровочного эталона НИСТ. Клинические пользователи источников  $^{90}\text{Sr}$  для лечения птеригиума (незлокачественного образования на роговице глаза) не могут получить калибровки, поскольку в большинстве ДЛПЭ (кроме НФЛ) больше не хранятся первичные калибровочные эталоны для офтальмоаппликаторов  $^{90}\text{Sr}$ , и такие калибровки не предоставляются ни одной лабораторией вторичных эталонов. Однако клинические пользователи могут продемонстрировать постоянство (с поправкой на распад) мощности своего источника путем выполнения измерений в камере колодезного типа и сравнения их результатов с мощностью других долгоживущих источников.

В таблицу 12 и таблицу 13 сведены все эталоны дозиметрии, рассмотренные в дополнении П.1 и дополнении П.2.



ТАБЛИЦА 12. СОВРЕМЕННОЕ ПОЛОЖЕНИЕ ДЕЛ С ЭТАЛОНАМИ ДОЗИМЕТРИИ ВОЗДУШНОЙ КЕРМЫ В БРАХИТЕРАПИИ<sup>а</sup>

Радионуклид (мощность дозы)	Эталон	Эталонная методология	Лаборатория	Текущая работа
Ir-192 (ВМД/ИМД)	Полостная ионизационная камера	Метод интерполяции и метод нескольких расстояний	АРПАНСА, ЭНЕА-INMRI, LCR, LNE-LNHB, ННИС, РТВ, АЛДК ВУ, ВНИИМ, VSL	
Co-60 (ВМД)	Полостная ионизационная камера с измеренным объемом воздушной полости	Принцип Брэгга — Грея и рассчитанные поправочные коэффициенты, метод нескольких расстояний	AIST-NMIJ, ЦАИБ, ИЯЭИ, КНИМИ, НИМ, НФЛ	В настоящее время в НИМ вводится в строй новая полостная камера класса первичного эталона для ВМД-источников <sup>192</sup> Ir
	Полостная ионизационная камера	Метод нескольких расстояний	LNE-LNHB, РТВ	В LNE-LNHB создается служба калибровки ВМД-источников <sup>60</sup> Co
Зерна I-125 (НМД)	Полостная ионизационная камера	Метод интерполяции	ЭНЕА-INMRI, НФЛ	
	Широкоугольная свободновоздушная камера (WAFAC)	Метод измерения двух объемов	НИСТ, ННИС	

ТАБЛИЦА 12. СОВРЕМЕННОЕ ПОЛОЖЕНИЕ ДЕЛ С ЭТАЛОНАМИ ДОЗИМЕТРИИ ВОЗДУШНОЙ КЕРМЫ В БРАХИТЕРАПИИ<sup>а</sup> (продолжение)

Радионуклид (мощность дозы)	Эталон	Эталонная методология	Лаборатория	Текущая работа
	Кольцевая свободновоздушная камера	Измерение заряда в свободном воздухе	LNE-LNHB	
	Полостная ионизационная камера и сцинтилляционный детектор	Метод интерполяции	ВНИИМ	
	Экстраполяционная камера с большим рабочим объемом (GROVEX)	Метод измерения нескольких объемов	РГВ	
	Свободновоздушная камера с переменной апертурой (VAFAC)	Метод измерения нескольких объемов	АЛДК ВУ	
Зерна Pd-103 (НМД)	WAFAC, VAFAC, GROVEX	См. описания для НМД-источников <sup>125</sup> I	НИСТ, ННИС, РГВ, АЛДК ВУ	
Зерна Cs-131 (НМД)	WAFAC, VAFAC	См. описания для НМД-источников <sup>125</sup> I	НИСТ, АЛДК ВУ	

ТАБЛИЦА 12. СОВРЕМЕННОЕ ПОЛОЖЕНИЕ ДЕЛ С ЭТАЛОНАМИ ДОЗИМЕТРИИ ВОЗДУШНОЙ КЕРМЫ В БРАХИТЕРАПИИ<sup>а</sup> (продолжение)

Радионуклид (мощность дозы)	Эталон	Эталонная методология	Лаборатория	Текущая работа
Трубки Cs-137 (НМД)	Полостная ионизационная камера с измеренным объемом воздушной полости	Принцип Брэгга — Грея и рассчитанные поправочные коэффициенты	НИСТ	
Проволока Ir-192 (НМД)	Полостная ионизационная камера	Метод интерполяции	ЭНЕА-INMRI, НФЛ	
	Полостная ионизационная камера с измеренным объемом воздушной полости	Принцип Брэгга — Грея и рассчитанные поправочные коэффициенты	НИСТ	

<sup>а</sup> Указанные приборы являются первичными или вторичными эталонами и имеют высочайшее метрологическое качество. Строго говоря, ионизационные камеры, в которых поправочный коэффициент камеры определяется методом интерполяции (через калибровки, прослеживаемые до первичных эталонов), являются вторичными эталонами.

ТАБЛИЦА 13. СОВРЕМЕННОЕ ПОЛОЖЕНИЕ ДЕЛ С ЭТАЛОНАМИ ДОЗИМЕТРИИ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ В БРАХИТЕРАПИИ

Радионуклид (мощность дозы)	Эталон	Эталонная методология	Лаборатория	Текущая работа
Ir-192 (ВМД/ИМД)	Водяной калориметр поглощенной дозы	Измерение нагрева, вызванного ионизирующим излучением	РТВ, VSL	
	Графитовый калориметр поглощенной дозы	Измерение нагрева, вызванного ионизирующим излучением	ЭНЕА-INMRI, НФЛ	
Co-60 (ВМД)	Кольцеобразное устройство Фрике	Измерение изменения оптической плотности спектрофотометром	ННИС, LCR	
	Водяной калориметр поглощенной дозы	Измерение нагрева, вызванного ионизирующим излучением	РТВ	
Зерна I-125 (НМД)	Ионизационная камера с большим углом и переменным рабочим объемом (LAVV-1)	Метод измерения двух объемов	ЭНЕА-INMRI	

ТАБЛИЦА 13. СОВРЕМЕННОЕ ПОЛОЖЕНИЕ ДЕЛ С ЭТАЛОНАМИ ДОЗИМЕТРИИ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ В БРАХИТЕРАПИИ (продолжение)

Радионуклид (мощность дозы)	Эталон	Эталонная методология	Лаборатория	Текущая работа
	Кольцевая свободновоздушная камера с водоэквивалентным держателем источника	Измерение мощности кермы в воде, пересчет в $D_{wv}$	LNE-LNHB	
	Внутрифантомная свободновоздушная камера (ipFAC)	Метод измерения нескольких объемов	РТВ, ВНИИМ	Во ВНИИМ в настоящее время разрабатывается новый первичный эталон поглощенной дозы для НМД-источников $^{125}\text{I}$ , основанный на разработках РТВ и ЭНЕА
	Калориметр с жидким гелием [226]	Метод электрического замещения, измерение мощности излучения	АЛДК ВУ	Производится модификация калориметра для уменьшения неопределенности измеряемой мощности излучения НМД-источников

ТАБЛИЦА 13. СОВРЕМЕННОЕ ПОЛОЖЕНИЕ ДЕЛ С ЭТАЛОНАМИ ДОЗИМЕТРИИ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ В БРАХИТЕРАПИИ (продолжение)

Радионуклид (мощность дозы)	Эталон	Эталонная методология	Лаборатория	Текущая работа
Зерна Pd-103 (НМД)	Внутрифланговая свободновоздушная камера (irFAC)	Метод измерения нескольких объемов	РГВ	
Sr-90/Y-90 (НМД) для ВСБТ	Непрямой эталон поглощенной дозы в воде	Экстраполяционная камера	НИСТ	Использование значительно сократилось
Sr-90/Y-90 и Rh-106/Ru-106 (НМД) для глазных пластинок	Пластиковый сцинтилляционный детектор	Измерение сцинтилляции	НИСТ	
	Графитовый калориметр	Таблетки аланина, откалиброванные на графитовом калориметре, пересчет в $D_w$	НФЛ	
Rh-106/Ru-106 (НМД) для глазных пластинок	Выпуклая экстраполяционная камера без окна	Метод измерения нескольких объемов	АЛДК ВУ	Экстраполяционная камера в АЛДК ВУ

## Дополнение III

### ЭЛЕКТРОННЫЕ ИСТОЧНИКИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

#### III.1. ВВЕДЕНИЕ

Помимо источников фотонного излучения на основе радионуклидов, в качестве возможной системы доставки радиотерапевтического лечения начинают использоваться миниатюрные электронные источники, испускающие рентгеновские лучи низкой энергии. Поскольку в процессе не задействованы радиоактивные источники, сокращается объем усилий, связанных с радиационной защитой, транспортировкой и обеспечением безопасности [24]. Для проведения процедур часто могут использоваться обычные операционные без дополнительного экранирования ввиду малой длины пробега фотонов. На момент подготовки настоящей публикации на рынке имелось несколько известных компаний, предлагающих к продаже миниатюрные рентгеновские трубки в качестве медицинских устройств. Ниже приводится краткое описание этих систем.

Система INTRABEAM® PRS500 («Карл Цейсс серджикал», Оберкохен, Германия) — это компактный источник рентгеновского излучения, первоначально разработанный для внутричерепных процедур [244, 245]. Электроны ускоряются ускорителем и направляются через пролетную трубку с помощью блока управления. На внутренней стороне наконечника зонда электроны попадают на золотую мишень, генерируя рентгеновские лучи [246–248]. Происходит обратное рассеяние части электронов, которое детектируется внутренним монитором. Эта информация используется дважды: во-первых, для настройки положения пучка для достижения изотропного распределения, а во-вторых, для точного контроля выхода рентгеновских лучей в течение времени облучения. В комплекте поставляются принадлежности для дозиметрии и гарантии качества [249]. К ним относится водный фантом для проверки кривой распределения глубинной дозы, указанной поставщиком. Для измерений дозы используется дозиметр мягкого рентгеновского излучения компании RTW типа 34013. Для интраоперационной лучевой терапии (ИОЛТ) рака молочной железы были разработаны сферические пластиковые аппликаторы для облучения ложа опухоли. Другие аппликаторы были разработаны для гинекологических и кожных процедур и кифопластики [250–252].

Система Xoft® Axxent® (iCAD Inc., Нашуа, Нью-Гэмпшир) — это миниатюрная рентгеновская трубка, встроенная в многопросветный катетер вместе с охлаждающей оболочкой, которая была впервые введена в практику

в 2006 году. Измеренные и смоделированные параметры дозиметрии для этого устройства были описаны в исследованиях Rivard et al. [253] и Liu et al. [254]. Перед каждым сеансом лечения мощность источника проверяется с помощью камеры колодезного типа, адаптированной для защиты от радиации. Рак молочной железы на ранней стадии лечился с помощью баллонных катетеров: вначале несколькими фракциями ИОЛТ [255], а затем одной фракцией [256]. Дозиметрические свойства были также описаны для эндометриальных [257], поверхностных [258] и внутрисполостных аппликаторов [259]. Вариации мощности между источниками, плоскостность и симметрия для поверхностных аппликаторов были в пределах 5%. Наиболее однородное излучение перпендикулярно оси излучателя, поэтому опорная точка дозы также определяется там. Для этого источника в НИИСТ разработан прослеживаемый эталон мощности воздушной кермы (см. раздел III.2).

Компания «Ариан медикал системз лтд.» (Дерби, Соединенное Королевство) уже представила на рынке два устройства: Papillon 50 и Papillon +.

Papillon 50 было выпущено в 2008 году [24] и используется в основном для контактной лучевой терапии. Электроны ускоряются в вакуумированной медной трубке и попадают на пронизываемую мишень из рения. Далее по ходу трубки находятся ионизационная камера для мониторинга дозы, выравнивающий фильтр из алюминия и выходное окно из поликарбоната. Пространственное распределение применяемого излучения имеет фиксированный угол апертуры  $45^\circ$ . Таким образом, опорная точка дозы также расположена на оси излучателя. Измеренные и смоделированные методом Монте-Карло относительные распределения дозы для этого устройства были описаны в работе Croce et al. [260]. Система используется главным образом как средство бустерной терапии при ДЛТ рака прямой кишки. Вместе с тем эта система также может поставляться с аппликаторами для облучения кожи [24].

Система Papillon + [261] была разработана с таким расчетом, чтобы быть пригодной также для внутрисполостного применения (т.е. для достижения максимально изотропного распределения излучения и в то же время высокой мощности дозы). Была использована двухкорпусная конструкция. Внутри находится трубка диаметром 10 мм. На конце трубки установлен круглый бериллиевый колпачок, который изнутри покрыт вольфрамом. Бериллиевый колпачок электрически отделен от остальной части трубки керамическим изолятором. Электроны, попадающие на вольфрамовую мишень, снова разряжаются через устройство измерения тока анода, при этом ток пучка также регистрируется во время сеанса лечения. Вокруг этой внутренней трубки находится охлаждающий кожух.



Между двумя трубками располагается охлаждающий контур на основе минерального масла. Для дозиметрического применения конечным пользователям предоставляются специальные фантомы, разработанные для ионизационной камеры RTW TM23342W, чтобы облегчить измерение поглощенной дозы в соответствии с рекомендациями ААФМ. Опорные точки дозы находятся на оси источника.

Компания «Вольф-медицинтехник» представила устройство ioRT-50, которое может использоваться для внутриволостной, кожной и контактной терапии. В основе конструкции лежит полая анодная трубка, максимально высокое напряжение которой составляет 70 кВ, а максимальный ток трубки — 7 мА. Весь корпус трубки охлаждается водой, а встроенная радиационная защита выполнена из материалов, не содержащих свинец. Фокусное пятно имеет диаметр 15 мм, а угловое распределение поля излучения трубки без дополнительных приспособлений составляет  $180^\circ \times 360^\circ$ . Опорная точка дозы также расположена на оси этой трубки.

Система Esteya® EB («Электа АБ-Нуклетрон», Стокгольм, Швеция) работает при напряжении около 69,5 кВ и была разработана для лечения поражений кожи [262]. Для проверки постоянного уровня мощности, плоскостности и глубины дозы используется устройство ГК. Для достижения распределения дозы, аналогичного получаемому при использовании ВМД-аппликаторов  $^{192}\text{Ir}$  типа Valencia от того же производителя, используются поверхностные аппликаторы с выравнивающим фильтром. Вопросы дозиметрии этого устройства рассмотрены в работе Garcia-Martinez et al. [263].

В конце 2014 года была представлена система фотоэлектрической терапии (Xstrahl Ltd., Кемберли, Соединенное Королевство), также предназначенная для лечения поражений кожи. Система состоит из мобильного оборудования со встроенным охлаждением, коллиматора и выравнивающих фильтров, обеспечивающих постоянный профиль дозы. Существуют специальные инструменты ГК, позволяющие устанавливать ионизационные камеры для проверки мощности дозы [24].

### III.2. ПЕРВИЧНЫЕ ЭТАЛОНЫ ДЛЯ ИСТОЧНИКОВ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Вообще говоря, у разных производителей не существует единого мнения в отношении перечисленных выше устройств, равно как и единого калибровочного эталона для них. Для большинства из них методы калибровки в настоящее время опираются на калибровочные эталоны фотонного излучения в дистанционной лучевой терапии [264]. Однако

эти подходы менее надежны и, следовательно, дают более высокую неопределенность при определении поглощенной дозы для пациента. Камеры колодезного типа во многих случаях не подходят, поскольку диаметр колодца в центре корпуса камеры может быть недостаточно большим. Другие типы ионизационных камер, например плоскопараллельные ионизационные камеры с тонким окном и подходящими держателями, калибровка которых может проследиваться до первичных эталонов, могут лучше подходить для проведения измерений вблизи этих устройств, за тем лишь исключением, что при использовании плоскопараллельной камеры не учитывается 360-градусная пространственная ориентация источника.

На момент подготовки настоящих практических рекомендаций НИСТ был единственным национальным метрологическим институтом, который разработал первичный калибровочный эталон и предоставлял услуги по калибровке как минимум одного типа единичного источника системы *Hoft Axxent*. Этот первичный эталон оптимизирован для опорной точки на плоскости, перпендикулярной оси источника, которая подходит для поля излучения, характерного для источника. НИСТ предлагает использовать такую величину, как опорная мощность воздушной кермы в плоскости, перпендикулярной оси источника, на расстоянии 50 см в воздухе,  $\dot{K}_{\text{air},50}$ , «чтобы избежать относительно большой дополнительной неопределенности, связанной в данном случае с силой воздушной кермы. Этот выбор может измениться в зависимости от возможных будущих разработок ААФМ в области протоколов клинической дозиметрии» [265].  $\dot{K}_{\text{air},50}$  измеряется свободновоздушной камерой НИСТ *Lamperti* [266] и выражается в единицах  $\text{Гр}\cdot\text{с}^{-1}$ . Этот калибровочный эталон может быть перенесен на камеру колодезного типа с держателем, специфичным для данной модели источника эБТ. Камеры колодезного типа для системы *Hoft Axxent*, прослеживаемые до эталона НИСТ, имеют держатели источников, специально разработанные для них. Информация о современном положении дел с эталонами дозиметрии воздушной кермы для источников рентгеновского излучения приведена в таблице 14.

Первичные эталоны поглощенной дозы в воде для некоторых электронных источников для брахитерапии, указанные в предыдущем разделе, разрабатываются в рамках проекта Европейской программы инноваций и исследований в области метрологии (EMPIR) «Первичные эталоны и прослеживаемые методы измерений для электронных рентгеновских устройств для брахитерапии» (PRISM-eBT) [183]. Опорная точка дозы будет находиться на расстоянии 1 см на оси, определяемой характеристикой излучения конкретного типа источника. В рамках указанного проекта LNE-LNHB разработала методику поверки электронных источников для брахитерапии в единицах поглощенной дозы

в воде [267]. В таблице 15 представлена дополнительная информация о современном положении дел с эталонами дозиметрии поглощенной дозы в воде для источников рентгеновского излучения. Чтобы определить поглощенную дозу в воде на опорной глубине 1 см в водном фантоме, устанавливается коэффициент пересчета при помощи метода Монте-Карло. Применение этого метода было продемонстрировано на примере калибровки четырехсантиметрового сферического аппликатора системы Zeiss INTRABEAM. Авторы определили значение поглощенной дозы, которое существенно превышало значение, указанное производителем. По мнению авторов, этот вывод соотносится с аналогичными наблюдениями, опубликованными в литературе [268–270].

ТАБЛИЦА 14. СОВРЕМЕННОЕ ПОЛОЖЕНИЕ ДЕЛ С ЭТАЛОНАМИ ДОЗИМЕТРИИ ВОЗДУШНОЙ КЕРМЫ В ЭЛЕКТРОННОЙ БРАХИТЕРАПИИ<sup>а</sup>

Источник для эБТ (мощность дозы)	Эталон	Эталонная методология	Лаборатория	Текущая работа
Хофт Аххент (ВМД)	Свободновоздушная камера Lamperti	Измерение заряда в свободном воздухе	НИСТ	В НИСТ ведется работа над новой моделью источника
	Свободновоздушная камера Attix	Измерение заряда в свободном воздухе	АЛДК ВУ	
INTRABEAM, Хофт Аххент (ВМД)	Свободновоздушная камера	Измерение заряда в свободном воздухе	VSL	Разрабатывается/ модифицируется в рамках проекта EMPiR PRISM-eBT

<sup>а</sup> Указанные приборы являются первичными или вторичными эталонами и имеют высочайшее метрологическое качество. Строго говоря, ионизационные камеры, в которых поправочный коэффициент камеры определяется методом интерполяции (через калибровки, прослеживаемые до первичных эталонов), являются вторичными эталонами.

ТАБЛИЦА 15. СОВРЕМЕННОЕ ПОЛОЖЕНИЕ ДЕЛ С ЭТАЛОНАМИ ДОЗИМЕТРИИ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ВОДЕ В ЭЛЕКТРОННОЙ БРАХИТЕРАПИИ

Источник для эБТ (мощность дозы)	Эталон	Эталонная методология	Лаборатория	Текущая работа
INTRABEAM, Hoft Axhent (ВМД)	Свободновоздушная камера	Измерение заряда в свободном воздухе, пересчет в $D_w$	ЧМИ <sup>a</sup>	Разрабатывается/модифицируется в рамках проекта EMPiR PRISM-eBT
	Свободновоздушная камера	Измерение заряда в свободном воздухе, пересчет в $D_w$	ЭНЕА-INMRI	Разрабатывается/модифицируется в рамках проекта EMPiR PRISM-eBT
	Кольцевая свободновоздушная камера с держателем источника для эБТ	Измерение заряда в свободном воздухе, пересчет в $D_w$	LNE-LNHb	Разрабатывается/модифицируется в рамках проекта EMPiR PRISM-eBT
	Внутрифантомная свободновоздушная камера (irFAC): плоскопараллельная ионизационная камера в пластиковом фантоме	Метод измерения нескольких объемов; источник на расстоянии 30 см	PTB	Разрабатывается в рамках проекта EMPiR PRISM-eBT

ТАБЛИЦА 15. СОВРЕМЕННОЕ ПОЛОЖЕНИЕ ДЕЛ С ЭТАЛОНАМИ ДОЗИМЕТРИИ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ  
В ВОДЕ В ЭЛЕКТРОННОЙ БРАХИТЕРАПИИ (продолжение)

Источник для эБТ (мощность дозы)	Эталон	Эталонная методология	Лаборатория	Текущая работа
	Внутриводная ионизационная камера (ВВИК): плоскопараллельная ионизационная камера в водном фантоме	Метод измерения нескольких объемов; источник на расстоянии 1 см в водном фантоме	РГВ	Разрабатывается в рамках проекта EMPIR PRISM-eBT

<sup>a</sup> Чешский метрологический институт (Cesky Metrologicky Institut).

## Дополнение IV

### ДРУГИЕ ДЕТЕКТОРНЫЕ СИСТЕМЫ ДЛЯ БРАХИТЕРАПИИ

Хотя рекомендуемым методом проведения брахитерапевтических измерений для большинства источников, имеющихся в ДЛВЭ и лечебных учреждениях, является камера колодезного типа, есть источники, составляющие исключение из этого правила. Процедуры, основанные на камерах колодезного типа, неприменимы к измерениям/калибровке источников, используемых с поверхностными аппликаторами, и плоских и вогнутых источников бета-частиц, используемых в офтальмологической брахитерапии. Среди других детекторов, помимо камеры колодезного типа, можно рассмотреть радиохромные пленки, термолюминесцентные дозиметры (ТЛД), диоды, алмазные детекторы, аланиновые детекторы, оптически стимулируемые люминесцентные дозиметры (ОСЛ-дозиметры) или радиофотолюминесцентные дозиметры (РФЛ-дозиметры) и радиохромные гелевые дозиметры. Эти системы вкратце рассматриваются в нижеследующих разделах.

#### IV.1. РАДИОХРОМНЫЕ ПЛЕНКИ

Радиохромные пленки могут использоваться для проведения измерений при брахитерапии с ВМД и НМД [271, 272], а также в ряде случаев, когда для калибровки не рекомендуется использование камеры колодезного типа. Например, радиохромные пленки использовались для измерения плоскостных распределений поглощенной дозы в воде и опорной мощности дозы бета-источников [273, 274], для измерения поглощенной дозы в водном фантоме миниатюрного источника рентгеновского излучения низкой энергии [269], а также для сквозного дозиметрического аудита в фантомах из «твердой воды» [275 276].

#### IV.2. ТЕРМОЛЮМИНЕСЦЕНТНЫЕ ДОЗИМЕТРЫ

Термолюминесцентные дозиметры уже давно используются в качестве предпочтительных приборов в экспериментальной дозиметрии источников фотонов низкой и высокой энергии для брахитерапии и доказали свою полезность для проверки правильности измерений опорной мощности воздушной кермы/силы воздушной кермы, измерений константы

мощности дозы от источника, радиальной дозовой функции и функции анизотропии [79, 81, 82, 277–281].

При помощи ТЛД в твердых фантомах проводились измерения мощности дозы для источников бета-излучения при внутрисосудистой брахитерапии [282] и офтальмоаппликаторов ( $^{90}\text{Sr}$ ,  $^{106}\text{Ru}$ ) [283–285]. К другим важным областям применения относилась дозиметрия *in vivo*, где ТЛД успешно использовались для лечения брахитерапией гинекологических заболеваний, предстательной железы и кожи [286–288], и дозиметрические аудиты в брахитерапии, в ходе которых измеренная поглощенная доза в воде сравнивается с дозой, рассчитанной системой планирования лечения [289, 290].

Эти дозиметры могут иметь относительно небольшой активный объем (например, куб  $1 \times 1 \times 1 \text{ мм}^3$ , стержень  $1 \times 1 \times 6 \text{ мм}^3$ ) с целью минимизировать влияние высоких градиентов дозы по всему объему, сохраняя при этом достаточную чувствительность измерений. Точные измерения с помощью ТЛД, которые обычно проводятся в фантомах из «твердой воды» с радиологическими свойствами, сравнимыми с водой, требуют хорошо контролируемых условий облучения, аккуратного обращения с дозиметрами и считывания их показаний. Их чувствительность в значительной мере зависит от применяемых циклов нагревания и охлаждения.

В силу особенностей распределения дозы вокруг источников для брахитерапии, особенно в непосредственной близости от них, неопределенность позиционирования может быть значительной, и измерения должны проводиться с очень малыми допусками. Экспериментальные и расчетные исследования показали, что измеренные значения воздушной кермы и зависимость поглощенная доза — ответ у ТЛД на основе  $\text{LiF:Mg,Ti}$  ( $\text{LiF:Mg,Cu,P}$ ) не являются постоянными для широкого диапазона спектров фотонного излучения [291, 292]. Чувствительность дозиметра к поглощенной дозе [82, 293–295] можно разделить на два основных типа: внутреннюю энергетическую зависимость, которая определяется процессом формирования сигнала детектора и линейной передачи энергии излучения (ЛПЭ), и энергетическую зависимость от поглощенной дозы, которая зависит от среды, поперечного сечения детектора, самоослабления и усреднения по объему. Чтобы вывести энергетическую зависимость от поглощенной дозы, необходимо либо моделирование методом Монте-Карло фактической геометрии облучения, либо использование теории полостей и знание поглощающих свойств воды и детектора, а также дополнительных поправочных коэффициентов на возмущение. Если измерение проводится в среде, отличной от калибровочной, к фантомному материалу также необходимо применить поправку на отклик детектора. Эта поправка определяется отношением дозы в воде в одной точке водной среды к



дозе в воде в той же точке фантомной среды для качества излучения, используемого при измерении [82].

Было исследовано четыре метода калибровки ТЛД для использования с ВМД-источником  $^{192}\text{Ir}$  для брахитерапии как наиболее подходящие для целей аудита [296]. Три из них предполагали калибровку с помощью ВМД-источника  $^{192}\text{Ir}$ , а для четвертого метода использовался фотонный пучок с энергией 6 МВ. Калибровка ТЛД в таком же фантоме, какой использовался для аудита, дала наиболее надежные результаты. Погрешность метода, использованного для калибровки ТЛД в пучках фотонов с энергией 6 МВ, была самой высокой среди всех исследованных методов, а результаты измерения дозы были стабильно выше результатов, полученных при помощи ВМД-источника  $^{192}\text{Ir}$ .

### IV.3. ДИОДЫ И АЛМАЗНЫЕ ДЕТЕКТОРЫ

Диоды и алмазы — это твердотельные детекторы, для которых характерна разница энергий между валентной зоной и зоной проводимости. У диодов расстояние между этими зонами незначительно. Алмазы имеют большое расстояние между зонами, с большей разницей энергий. Такое большое расстояние между зонами характерно для изолятора. Небольшой размер обоих типов детекторов является плюсом с точки зрения применения в брахитерапии, но они не получили широкого распространения [297–302].

Алмаз — это углеродный материал, который, таким образом, близок к ткани, однако алмазы очень дороги для приобретения. Не все алмазные детекторы работают одинаково. Детекторы более старого образца отличались большим разбросом показаний [303]. Этот разброс был вызван недостаточной чистотой кристалла или присутствием некоторого количества примесей в кристаллической решетке. Примеси вызывают образование электронных и дырочных ловушек и создают помехи для сигнала радиопроводимости. Это справедливо и для диодов, хотя твердотельный процесс у них иной по характеру. Были опубликованы весьма многообещающие результаты исследований по новейшему алмазному микродетектору [300–302, 304, 305].

Как выяснилось, чувствительность коммерчески доступных диодов колеблется в пределах 12% в зависимости от угла падения излучения [306]. Важно, чтобы любой диод, который будет использоваться, до проведения измерений был тщательно охарактеризован. При использовании диодов также возникает проблема значительной энергетической зависимости; это становится важным, когда речь заходит о низкоэнергетических источниках для брахитерапии. Кроме того, некоторые диоды подвержены

влиянию температуры, хотя диапазон значений температуры при обычном использовании не слишком велик. Как показывает эмпирическое правило, вариация отклика составляет около  $0,3\%/^{\circ}\text{C}$  [306]. Калибровку этих диодов необходимо проверять, особенно если накопленная доза составляет от 100 Гр до 1 кГр.

#### IV.4. АЛАНИН

Измерение трехмерного распределения дозы вокруг источников для брахитерапии представляет собой сложную задачу не только ввиду резких перепадов дозы вблизи источника, но и из-за изменения энергетического спектра на разных глубинах в фантомной среде. Требования к дозиметрической системе, способной решать такие задачи, включают способность измерять широкий диапазон доз, малый размер детектора и, в идеале, независимость чувствительности детектора от энергии излучения и мощности дозы. Система дозиметрии также должна позволять точно позиционировать детекторы и источник излучения друг относительно друга воспроизводимым способом.

Когда аминокислота аланин облучается ионизирующим излучением, образуются стабильные свободные радикалы [307]. Количество свободных радикалов пропорционально поглощенной дозе излучения, поэтому аланин может использоваться как радиационный дозиметр. Аланин также практически водозэквивалентен, что делает его пригодным для использования в лучевой терапии [308, 309]. Еще одно преимущество аланиновых дозиметров — неразрушающий характер измерения. Основная проблема при использовании аланина — это размер минимально измеряемой дозы, составляющий около 5 Гр, что может потребовать длительного времени облучения.

Порошок аланина и парафин можно спрессовать в небольшие цилиндрические таблетки с типичными диаметрами и высотой в несколько миллиметров. Твердые таблетки аланина могут быть помещены в фантомы для измерения поглощенной дозы в точках, расположенных вблизи источников для брахитерапии.

Рядом исследовательских групп изучалась зависимость энергетического отклика аланина на рентгеновское излучение средней энергии с пиковым напряжением на трубке от 30 кВ до 280 кВ, что актуально для брахитерапии с НМД, ИМД и ВМД, а также на миниатюрные источники рентгеновского излучения для эБТ [310–313]. Данные об отклике аланина на фотонное излучение  $^{192}\text{Ir}$  были опубликованы в работе Schaeken et al. [314]. Anton et al. [315] показали, что отклик аланинового дозиметра на излучение

$^{192}\text{Ir}$  по сравнению с излучением  $^{60}\text{Co}$  снижается примерно с 98% на глубине 1 см в воде до 96% на глубине 5 см.

Аланин использовался при проведении абсолютной дозиметрии в рамках межведомственного аудита в Соединенном Королевстве для оценки брахитерапии с ВМД и ИМД [162], для дозиметрии *in vivo* с целью оценки дозы облучения уретры во время брахитерапии ВМД-источником  $^{192}\text{Ir}$  [316] и для измерения поглощенной дозы вокруг ВМД-источника  $^{192}\text{Ir}$  для брахитерапии, помещенного внутрь аппликатора [317].

В рамках проекта EMPIR (18NRM02 PRISM-eBT, первичные эталоны и прослеживаемые методы измерений для рентгеновских устройств эБТ) различные детекторы излучения, в том числе аланиновые, были охарактеризованы для измерений распределения дозы вблизи некоторых из существующих миниатюрных рентгеновских источников для эБТ низкой энергии с аппликаторами или без таковых. Сайт PRISM-eBT с открытым доступом находится по адресу <http://www.ebt-empir.eu>.

#### IV.5. ОПТИЧЕСКИ СТИМУЛИРУЕМЫЕ ЛЮМИНЕСЦЕНТНЫЕ ДОЗИМЕТРЫ (ОСЛ-ДОЗИМЕТРЫ)

Технология оптически стимулируемой люминесценции, которая начала применяться в люминесцентном датировании и получила распространение в ретроспективной и индивидуальной дозиметрии, также используется в лучевой терапии для клинических дозиметрических измерений фотонных и электронных пучков высокой энергии при помощи различных типов считывающих устройств и методов считывания. Хотя для применения в дозиметрии изучался целый ряд ОСЛ-материалов, таких как  $\text{BaO}$ ,  $\text{KBr:Eu}$ ,  $\text{Mg}_2\text{SiO}_4\text{:Tb}$  и оксид алюминия, легированный металлом ( $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:Cr,Mg,Fe}$ ), в настоящее время единственными коммерчески доступными дозиметрами являются кристаллы  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ .

Кристаллы  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  превращаются в порошок, используемый для производства пластиковой ленты, из которой выдавливаются маленькие диски. Например, дозиметр nanoDot™ («Ландауэр инк.», Гленвуд, штат Иллинойс) имеет диаметр 4 мм и толщину всего 0,2 мм. Другая доступная форма — это полоски, которые могут использоваться для измерения профиля дозы при компьютерной томографии. Преимуществами этих дозиметров для измерения дозы вокруг источников для брахитерапии являются их малая толщина, что уменьшает эффект усреднения по объему при резких градиентах дозы, высокая чувствительность, независимость от мощности дозы, возможность многократного использования, простота считывания показаний и процесса обесцвечивания, а также устойчивость

к колебаниям температуры и влажности. Рекомендуется хранить дозиметр в соответствующем контейнере, чтобы свет в помещении не влиял на его чувствительность.

В одном исследовании ВМД-источник  $^{192}\text{Ir}$  для брахитерапии был использован для проверки линейности дозы, зависимости от мощности дозы и углового отклика ОСЛ-дозиметров на предмет потенциального использования в дозиметрии *in vivo* при брахитерапии с ВМД [318]. Дозиметрические характеристики ОСЛ-дозиметров, оцененные в этом исследовании, а также практичность таких дозиметров и процедуры считывания показали, что ОСЛ-дозиметры являются подходящим средством для измерений *in vivo* в брахитерапии.

ОСЛ-дозиметры, охарактеризованные для использования в дозиметрии *in vivo* при брахитерапии ВМД-источником  $^{192}\text{Ir}$  [319], показали зависимость от угла падения излучения от брахитерапевтического источника  $^{192}\text{Ir}$  на поверхность детектора. Кроме того, авторы предложили выполнять калибровку на источнике  $^{192}\text{Ir}$ , чтобы избежать неопределенности, связанной с иной чувствительностью ОСЛ-дозиметров к фотонному излучению от  $^{192}\text{Ir}$  по сравнению с фотонными пучками 6 МВ. Увеличение чувствительности ОСЛ-дозиметра на 10%, зависящее от изменений в спектре фотонов, было обнаружено при измерениях на глубине 10 см по сравнению с измерениями на глубине 1 см. При использовании усовершенствованного алгоритма расчета дозы на основе модели проведенные измерения хорошо коррелируют с расчетными значениями СПЛ.

Проведенное в ходе ряда экспериментов техническое обоснование системы дистанционного аудита ВМД-источников  $^{192}\text{Ir}$  при помощи ОСЛ-дозиметров с использованием пересылаемого по почте твердого фантома, предварительно загруженного дозиметрами, и разработанной методики показало, что доза может быть измерена с неопределенностью  $\sim 2,5\%$  ( $k = 2$ ). Уровень неопределенности был достаточным для того, чтобы установить пределы приемлемости аудита в 5% [320].

#### IV.6. РАДИОФОТОЛЮМИНЕСЦЕНТНЫЕ ДОЗИМЕТРЫ

Основу различных типов радиофотолюминесцентных стеклянных дозиметров составляет фосфатное стекло, активированное серебром, благодаря своим полезным дозиметрическим свойствам и воспроизводимости производства. Эти дозиметры были тщательно охарактеризованы и использовались в крупномасштабных аудитах дистанционной лучевой терапии [321–325].

Коммерчески доступные РФЛ-дозиметры (например, GD-302M, «Асахи текно гласс корпорейшн», Япония) имеют диаметр 1,5 мм и длину 12 мм и заключены в пластиковую капсулу. Их эффективный атомный номер — 12,04, плотность — 2,61 г/см<sup>3</sup>. Неразрушающий процесс считывания, при котором ослабевает лишь небольшая часть сигнала, обеспечивает возможность их многократного использования после отжига, при котором удаляются центры люминесценции. Чувствительная зона дозиметра имеет длину 6 мм. Автоматический считыватель может считывать до 20 РФЛ-дозиметров за один короткий сеанс.

Для измерений поглощенной дозы в воде от источника <sup>192</sup>Ir с помощью РФЛ-дозиметров, откалиброванных в пучке фотонов 4 МВ, были определены поправочные коэффициенты на энергетическую зависимость от поглощенной дозы и внутреннюю энергетическую зависимость [326]. В то время как относительный отклик детектора на излучение <sup>192</sup>Ir и фотонный пучок 4 МВ существенно не менялся в зависимости от расстояния от источника, отношение поглощенной дозы в воде к средней поглощенной дозе для РФЛ-дозиметров для <sup>192</sup>Ir и фотонного пучка 4 МВ с поправкой на энергетическую зависимость от поглощенной дозы уменьшалось примерно на 20% для расстояний от 2 до 10 см от источника.

Результаты измерений характеристик РФЛ-дозиметров, включая воспроизводимость показаний, линейность дозы и энергетический отклик, показывают, что они обладают хорошими свойствами обнаружения излучений и подходят для проверки правильности назначения дозы при лечении предстательной железы брахитерапией при помощи ВМД-источников <sup>192</sup>Ir [327]. Результаты показали отсутствие значительной энергетической зависимости между источниками <sup>192</sup>Ir и <sup>60</sup>Co для РФЛ-дозиметров после облучения обоими источниками в диапазоне доз 100–700 сГр, и было предложено калибровать дозиметры по качеству пучка <sup>60</sup>Co. Дозиметрия с использованием радиофотолюминесцентного стекла и измерения ТЛД в фантоме предстательной железы, изготовленном в лечебном учреждении, дали схожие результаты. При нескольких положениях источника разница между результатами измерений РФЛ-дозиметрами и результатами, рассчитанными СПЛ, была в пределах 5%.

Дополнительные области применения РФЛ-дозиметров включают исследование дозиметрии *in vivo* при внутритканевой брахитерапии головы и шеи ВМД-источниками <sup>192</sup>Ir [328]. Результаты этого исследования помогли определить важность правильного назначения дозы для достижения высокой воспроизводимости и недопущения образования больших зон передозировки.

## IV.7. ГЕЛЕВЫЕ ДОЗИМЕТРЫ

Гелевые дозиметры обладают привлекательной особенностью — они могут регистрировать распределение дозы в трех измерениях. Эта характеристика особенно важна для брахитерапии, где приходится иметь дело с резкими градиентами дозы вокруг источника(ов). В зависимости от химической формулы гелевые дозиметры в некоторых случаях оказываются близкими к водному и тканевому эквиваленту [329–331].

В целом, гелевые дозиметры можно разделить на два основных типа: гели Фрике и полимерные гели [332–335]. В гелевых дозиметрах Фрике под воздействием излучения происходит преобразование двухвалентных ионов железа ( $\text{Fe}^{2+}$ ) в трехвалентные ( $\text{Fe}^{3+}$ ), в то время как в полимерных гелевых дозиметрах оно вызывает полимеризацию чувствительного к излучению вещества. В обоих случаях изменения, вызванные излучением, количественно оцениваются и преобразуются в информацию о поглощенной дозе. В качестве возможных методов количественной оценки этих изменений были изучены магнитно-резонансная визуализация, оптическая или рентгеновская компьютерная томография и ультразвук [332–334].

Хотя гелевые дозиметры изучаются уже на протяжении нескольких десятилетий, они нашли ограниченное применение в брахитерапии [336]. Они использовались для трехмерного определения дозы облучения вокруг источников  $^{192}\text{Ir}$  и  $^{60}\text{Co}$  с высокой мощностью дозы. Полученные результаты сравнивались с результатами измерений другими дозиметрами, расчетами методом Монте-Карло и данными систем планирования лечения, основанными на алгоритме TG-43 ААФМ или на алгоритмах расчета дозы, базирующихся на модели [337–345]. Были также количественно определены распределения дозы вблизи НМД-источников, таких как  $^{137}\text{Cs}$ , и бета-излучателей, таких как  $^{106}\text{Ru}$  и  $^{90}\text{Sr}$  [333, 346–349].

## IV.8. ПЛАСТИКОВЫЕ СЦИНТИЛЛЯТОРЫ

Обладая почти тканевой эквивалентностью в широком диапазоне энергий фотонов, субмиллиметровым пространственным разрешением и миллисекундными временными возможностями, включая возможность перемещения по всему профилю распределения дозы или обнаружения движущегося источника, пластиковые сцинтилляторы все чаще

используются для дозиметрии в брахитерапии [184, 350]. Изучались возможности их применения для измерения единичного источника внутри фантома для нужд эталонной дозиметрии или для дозиметрии *in vivo* брахитерапевтических имплантатов с несколькими положениями или несколькими источниками [350–357].

## Дополнение V

### АЛГОРИТМ TG-43 ААФМ ДЛЯ РАСЧЕТА РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ДОЗЫ В БРАХИТЕРАПИИ

Методика расчета дозы, используемая для расчетов дозы в брахитерапии, всесторонне рассмотрена в докладе TG-43 ААФМ и его более поздних редакциях [79–83]. Поскольку этот алгоритм расчета дозы является общепризнанным стандартом, в литературе его обычно называют «алгоритмом TG-43». Недавно для использования в брахитерапии были предложены алгоритмы расчета дозы на основе моделей; их описание выходит за рамки настоящих практических рекомендаций и может быть найдено в других источниках [358–361]. Здесь приводится только краткое описание алгоритма TG-43.

Алгоритм TG-43 работает в приближении однородной бесконечной среды (т.е. для условий полного рассеяния), при этом доза, доставленная в расчетную точку, является суперпозицией распределений дозы от одного источника в той же точке без учета каких бы то ни было эффектов ослабления, возникающих между несколькими источниками или аппликаторами [23]. Эти приближения в целом справедливы для клинических применений как НМД-, так и ВМД-источников [358, 362]. В методике TG-43 для физического определения мощности источника выбирается СВК. Информация о преобразовании ОМВК в СВК представлена в разделе 3.1. Общие уравнения TG-43 для 1D и 2D методик выглядят следующим образом:

$$\dot{D}(r) = S_K \Lambda \frac{G_X(r, \theta_0)}{G_X(r_0, \theta_0)} g_X(r) \phi_{an}(r), \quad (1D \text{ методика}) \quad (37)$$

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \Lambda \frac{G_X(r, \theta)}{G_X(r_0, \theta_0)} g_X(r) F(r, \theta), \quad (2D \text{ методика}) \quad (38)$$

где  $S_K$  — сила воздушной кермы,  $\Lambda$  — константа мощности дозы,  $G_X$  — геометрический фактор,  $g_X$  — радиальная дозовая функция,  $\phi_{an}(r)$  и  $F(r, \theta)$  — функция одномерной и двумерной анизотропии соответственно, при применении полярной системы координат, показанной ранее на рис. 1. В 1D методике моделью служит аппроксимация 1D изотропного точечного источника и доза зависит только от радиального расстояния от центра источника. В 2D методике моделируется более сложная двумерная вариация распределения дозы в зависимости от полярного угла относительно продольной оси источника. Последняя методика более



точно, но она требует определения ориентации поперечной оси источника по данным визуализации. Переменная  $X$  указывает на выбранную модель источника: точечного источника (т.е.  $X = P$ ) или линейного источника (т.е.  $X = L$ ).  $r_0$  и  $\theta_0$  — это координаты опорной точки  $P$ , причем  $r_0$  — это расстояние в 1 см от центра радиоактивного источника, а  $\theta_0$  — это поперечная ось от центра радиоактивного источника (т.е.  $\theta_0 = 90^\circ$ ).

В целом, важно отметить, что оба алгоритма TG-43 состоят, по сути, из двух частей. В первой части, которая является общей для 1D и 2D методик, СВК  $S_K$  преобразуется в мощность дозы в воде в опорной точке  $P$ :

$$\dot{D}(r_0, \theta_0) = S_K \Lambda \quad (39)$$

Вторая часть позволяет рассчитать мощность дозы во всех остальных точках в воде, начиная с мощности дозы в опорной точке  $P$ :

$$\dot{D}(r) = \dot{D}(r_0, \theta_0) \frac{G_X(r, \theta_0)}{G_X(r_0, \theta_0)} g_X(r) \phi_{an}(r) \quad (1D \text{ методика}) \quad (40)$$

$$\dot{D}(r) = \dot{D}(r_0, \theta_0) \frac{G_X(r, \theta_0)}{G_X(r_0, \theta_0)} g_X(r) F(r, \theta) \quad (2D \text{ методика}) \quad (41)$$

## V.1. КОНСТАНТА МОЩНОСТИ ДОЗЫ, $\Lambda$

Константа мощности дозы  $\Lambda$  определяется по формуле:

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_K} \quad (42)$$

и зависит не только от радионуклида, но и от модели источника. Консенсусные данные по клиническому применению  $\Lambda$  для различных моделей источников можно найти в других работах [23, 81], они получены и подтверждены путем объединения информации, полученной специальными расчетами методом Монте-Карло, и экспериментальных измерений, данные о которых опубликованы в рецензируемых научных журналах.

## V.2. ГЕОМЕТРИЧЕСКИЙ ФАКТОР $G_X$

Геометрический фактор  $G_X(r, \theta)$  учитывает закон обратных квадратов и не учитывает поглощение и рассеяние излучения элементами, находящимся в поперечной плоскости. В модели аппроксимации линейного источника  $G$  также учитывает приблизительное пространственное распределение радиоактивности внутри активного сердечника источника. Геометрические факторы при аппроксимациях точечного источника и линейного источника:

$$G_P(r, \theta) = r^{-2} \text{ аппроксимация точечного источника} \quad (43)$$

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{Lr \sin \theta} & \text{при } \theta \neq 0^\circ \\ \left(r^2 - \frac{L^2}{4}\right)^{-1} & \text{при } \theta = 0^\circ \end{cases} \text{ аппроксимация линейного источника} \quad (44)$$

Чтобы получить единицу в Р, в алгоритме TG-43  $G_X(r, \theta)$  нормируется на  $G_X(r_0, \theta_0)$ .

## V.3. РАДИАЛЬНАЯ ДОЗОВАЯ ФУНКЦИЯ $G_X$

Радиальная дозовая функция  $g_X(r)$  учитывает изменение мощности дозы вследствие рассеяния и поглощения фотонов вдоль поперечной оси, проходящей через центр источника, за исключением эффектов геометрического спада дозы, моделируемых с помощью  $G_X(r, \theta)$ . В целом,  $g_X(r)$  определяется по формуле:

$$g_X(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)} \frac{G_X(r_0, \theta_0)}{G_X(r, \theta_0)} \quad (45)$$

При  $r_0$  значение  $g_X$  равно единице. В целом, для установления консенсусных данных сравнивались расчеты методом Монте-Карло и экспериментальные результаты, опубликованные в рецензируемых научных журналах.

#### V.4. ФУНКЦИИ АНИЗОТРОПИИ $\Phi_{\text{ан}}$ И $F$

Функция одномерной анизотропии  $\Phi_{\text{ан}}(r)$  определяется на заданном расстоянии  $r$  как «отношение мощности дозы, взвешенной по телесному углу, усредненной по всей сфере телесного угла  $4\pi$ , к мощности дозы на том же расстоянии  $r$  на поперечной плоскости» [81]:

$$\phi_{\text{ан}}(r) = \frac{\int_0^\pi \dot{D}(r, \theta) \sin(\theta) d\theta}{2\dot{D}(r, \theta_0)} \quad (46)$$

Поскольку на самом деле по всей сфере телесного угла на определенном расстоянии  $r$  доза может быть разной,  $\Phi_{\text{ан}}(r)$  аппроксимирует эту разницу путем выведения среднего значения.

Напротив, «функция двумерной анизотропии описывает изменение дозы в зависимости от полярного угла  $\theta$  относительно поперечной плоскости» [81]. Для источников, отличных от точечных, эта угловая вариация в основном обусловлена самофильтрацией, рассеянием фотонов внутри источника и косой фильтрацией первичных фотонов через капсулу источника.  $F(r, \theta)$  определяется по формуле:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) G_L(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0) G_L(r, \theta)} \quad (47)$$

и равна единице на поперечной плоскости (т.е.  $F(r, \theta_0) = 1$ ).

## Дополнение VI

### ВЫРАЖЕНИЕ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТЕЙ<sup>6</sup>

#### VI.1. ВВЕДЕНИЕ

Цель любого измерения — получить значение параметра или величины, обычно называемой измеряемой величиной. Неопределенность, связанная с измерением, является параметром, характеризующим дисперсию значений, «который может являться достаточной характеристикой измеряемой величины». Этим параметром обычно является оцениваемое стандартное отклонение. Таким образом, неопределенность не имеет знака и обычно считается симметричной. Она является мерой точности наших знаний после того, как будут устранены все известные «систематические» эффекты введением соответствующих поправок.

В руководстве ИСО по выражению неопределенности в измерениях [167] даются определения и описываются методы оценки и учета неопределенностей. В нем отражен консенсус относительно того, как обычно следует трактовать неопределенность при измерениях. В зависимости от метода, используемого для оценки неопределенности, в этом руководстве предлагается использовать неопределенности типа А и типа В. Для оценки неопределенностей типа А используются статистические методы, тогда как неопределенности типа В определяются другими способами. В настоящих практических рекомендациях применяются положения руководства ИСО, и в случае необходимости рекомендуется обращаться к нему за более подробной информацией.

#### VI.2. СРЕДНЕЕ ЗНАЧЕНИЕ ИЗМЕРЕНИЯ

В серии из  $n$  измерений наблюдаемых значений  $x_i$ , наилучшей оценкой величины  $x$  обычно считается *среднее арифметическое*:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (48)$$

---

<sup>6</sup> Текст данного дополнения в основном базируется на дополнении I к TRS-457 [41].

Разброс  $n$  измеренных значений  $x_i$ , вокруг среднего значения  $\bar{x}$  может быть охарактеризован *стандартным отклонением*:

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}, \quad (49)$$

а величина  $s^2(x_i)$  называется эмпирической дисперсией единичного измерения, основанной на выборке размером  $n$ .

Стандартное отклонение среднего значения, записанное как  $s(\bar{x})$ , может быть рассчитано по формуле:

$$s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) \quad (50)$$

Альтернативный способ оценки  $s(\bar{x})$  основан на результатах нескольких групп измерений. Если все они одинакового объема, можно использовать формулы, приведенные выше, при условии, что  $x_i$  теперь принимается за среднее для группы  $i$ , а  $\bar{x}$  — за общее среднее (или среднее от средних) по  $n$  группам. Для групп разного объема потребуется использовать *статистические веса*. Этот второй подход часто может быть предпочтительнее, но обычно он требует большего количества измерений. Анализ того, насколько сильно два результата  $s(\bar{x})$  могут отличаться друг от друга, выходит за рамки данного упрощенного описания.

### VI.3. СТАНДАРТНАЯ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТЬ ТИПА А

*Стандартная неопределенность типа А*, обозначаемая как  $u_A$ , представляет собой стандартное отклонение среднего значения статистически независимых измерений:

$$u_A = s(\bar{x}) \quad (51)$$

Из этого уравнения следует, что неопределенность типа А при измерении той или иной величины в принципе всегда можно уменьшить, увеличив количество  $n$  отдельных измерений. Следует отметить, что необходимо учитывать достоверность оценки неопределенности типа А в соответствии с уравнением (51) для малого количества измерений ( $n < 10$ ). Можно рассмотреть и другие способы оценки, например  $t$ -распределение. Если доступно несколько методов измерения, предпочтение будет отдано тому, который дает наименьший разброс результатов (т.е. имеет

наименьшее стандартное отклонение  $s(x_i)$ , но на практике возможности такого уменьшения часто ограничены). Одним из примеров является измерение ионизационных токов, которые имеют тот же порядок, что и токи утечки, которые также могут быть переменными. Чтобы добиться приемлемой неопределенности результата, необходимо снять значительно больше показаний, чем обычно потребовалось бы, если бы ионизационные токи были намного выше токов утечки.

Стандартная неопределенность типа А устанавливается путем обычного статистического анализа повторных измерений. Обычно оказывается, что воспроизводимость каждой модели дозиметра от прибора к прибору практически одинакова. Таким образом, если стандартная неопределенность типа А измерения мощности воздушной кермы определена для одного вида дозиметра, это же значение, как правило, может быть использовано и для других приборов той же модели, используемых в тех же условиях.

#### VI.4. СТАНДАРТНАЯ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТЬ ТИПА В

Существует множество источников неопределенности измерений, которые не могут быть оценены посредством повторных измерений. Их называют неопределенностями типа В. К ним относятся не только неизвестные, хотя и предполагаемые, влияния на процесс измерения, но и малоизвестные эффекты влияющих величин (механическая деформация ионизационной камеры под воздействием температуры и влажности), применение поправочных коэффициентов или физических данных, взятых из литературы, опыта предыдущих измерений, спецификаций производителя и т.д. Неопределенность калибровки, даже если она получена из компонентов типа А, при использовании откалиброванного прибора становится неопределенностью типа В.

Согласно применяемому МКМВ методу характеристики неопределенностей, неопределенности типа В должны быть оценены так, чтобы они соответствовали стандартным отклонениям; они называются стандартными неопределенностями типа В. Одни экспериментаторы утверждают, что могут напрямую оценить неопределенности этого типа, другие предпочитают в качестве промежуточного этапа установить некоторые пределы. Часто имеет смысл сделать допущение, что эти неопределенности имеют распределение вероятностей, соответствующее какой-либо легко распознаваемой форме.

Если, например, кто-либо «в достаточной степени уверен» в выбранном пределе  $L$ , можно считать, что он будет примерно

соответствовать уровню доверия 95%, а если же кто-либо «почти полностью уверен», он может считаться примерно соответствующим уровню доверия 99%. Таким образом, стандартная неопределенность типа В,  $u_B$ , может быть выведена из уравнения:

$$u_B = \frac{L}{k}, \quad (52)$$

где  $k = 2$ , если есть достаточная уверенность, и  $k = 3$ , если есть почти полная уверенность в оцениваемых пределах  $\pm L$ . Эти соотношения соответствуют свойствам гауссова распределения, и обычно не имеет смысла применять делители, отличные от 2 или 3, ввиду приблизительного характера оценки [363, 364].

Иногда делается допущение, что неопределенности типа В могут быть описаны прямоугольной функцией плотности распределения вероятностей; другими словами, они имеют равную вероятность в любом месте в заданных максимальных пределах  $-M$  и  $+M$ , а вне этих пределов их вероятность равна нулю (см. рис. 7). Можно показать, что при таком допущении стандартная неопределенность типа В  $u_B$  задается следующей формулой:

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{3}} \quad (53)$$

В качестве альтернативы, если предполагаемое распределение треугольное и с теми же пределами (см. рис. 7), стандартная неопределенность может быть выражена следующим образом:

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{6}} \quad (54)$$

Таким образом, жестких правил оценки стандартных неопределенностей типа В не существует. Для их оценки необходимо наличие максимально полных знаний и опыта. На практике данные о распределении неопределенностей обычно очень скудны, и его выбор является до некоторой степени произвольным. Поскольку большинство источников неопределенности имеют гауссово распределение, предпочтительно использовать эту модель, когда точная форма распределения неизвестна. Но это относится только к ситуациям, когда данная неопределенность не является доминирующей частью общей неопределенности. В этом случае распределение неопределенностей может быть достоверно оценено [363]. Для надлежащего использования доступной

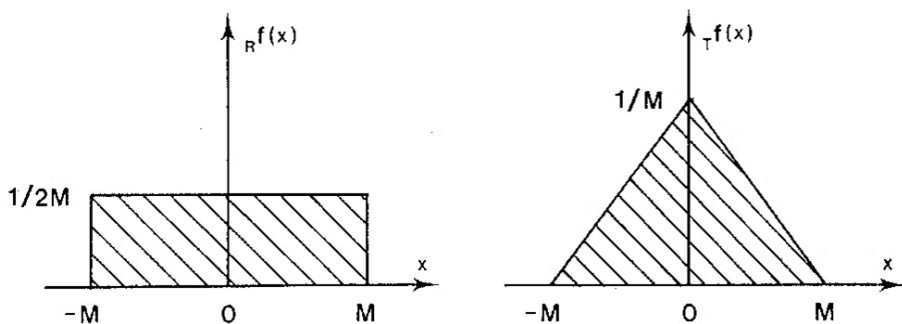


Рис. 7. Прямоугольные  $f(x)$  и треугольные  $f(x)$  функции плотности вероятности, используемые в некоторых случаях для моделирования неизвестных распределений.

информации для оценки неопределенности типа В необходимо наличие достаточных общих знаний и опыта.

## VI.5. СУММАРНЫЕ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ И РАСШИРЕННЫЕ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ

Оба типа неопределенностей, А и В, являются оцениваемыми стандартными отклонениями, поэтому они суммируются по статистическим правилам суммирования дисперсий (которые являются квадратами стандартных отклонений). Если  $u_A$  и  $u_B$  — стандартные неопределенности типа А и типа В некоторой величины соответственно, суммарная стандартная неопределенность  $u_C$  этой величины будет следующей:

$$u_C = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (55)$$

Это уравнение будет справедливым только при отсутствии корреляции между источниками неопределенности. Если некоторые неопределенности не являются полностью независимыми, в выражении для  $u_C$  должны быть учтены корреляционные члены. Примером может служить разница или отношение двух измерений, выполненных одним и тем же прибором. Подробные сведения о том, как учитывается корреляция, можно найти в других источниках [167].

Суммарная стандартная неопределенность по-прежнему имеет характер стандартного отклонения. Кроме того, если считается, что плотность вероятности подчиняется распределению Гаусса, то стандартное



отклонение будет соответствовать уровню доверия примерно 68%. Поэтому часто представляется желательным умножить суммарную стандартную неопределенность на соответствующий коэффициент, называемый коэффициентом охвата,  $k$ , чтобы получить расширенную неопределенность:

$$U = ku_c \quad (56)$$

Значения коэффициента охвата  $k = 2$  или  $3$  соответствуют уровням доверия примерно 95% или 99%. Приблизительность оценки неопределенности, в особенности типа В, заставляет усомниться в обоснованности использования при выборе коэффициентов охвата более чем одной значащей цифры. В любом случае важно четко указать числовое значение, принятое для коэффициента охвата. Расширенная неопределенность также известна под названием «общая неопределенность».

## VI.6. РАСПРОСТРАНЕНИЕ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТЕЙ

Выражение «распространение ошибок» было частью статистической терминологии до того, как стало принято различать ошибки и неопределенности, и оно до сих пор время от времени используется. Если придерживаться современной терминологии, то предпочтительнее говорить о распространении неопределенностей.

Начнем с рассмотрения практического примера. Калибровочный коэффициент, определяемый той или иной лабораторией, основывается не только на различных измерениях, выполняемых в этой лаборатории, но и на поправочных коэффициентах и физических константах, а также на калибровке пучка, прослеживаемой до вторичной лаборатории и, в конечном итоге, до первичной лаборатории. Все эти числовые значения содержат неопределенности, и в сумме они дают некую окончательную неопределенность калибровочного коэффициента. Эту ситуацию можно представить более обобщенно, взяв некую переменную  $y$ , которая является функцией ряда переменных  $x_1, x_2, x_3, \dots$ . Это может быть записано в следующем виде:

$$y = f(x_1, x_2, x_3, \dots) \quad (57)$$

Во многих практических случаях влияющие величины  $x_1, x_2, x_3, \dots$  не зависят друг от друга. Тогда  $u(y)$  может быть рассчитана по простой формуле:

$$u(y) \cong \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x_1}\right)^2 u^2(x_1) + \left(\frac{\partial f}{\partial x_2}\right)^2 u^2(x_2) + \left(\frac{\partial f}{\partial x_3}\right)^2 u^2(x_3) + \dots} \quad (58)$$

Следует упомянуть о двух особых случаях, в частности потому, что они имеют большое практическое значение и охватывают большинство обычных ситуаций.

Если функциональная зависимость линейна (т.е. для сумм или разностей), то применяется следующее уравнение:

$$y = c_1 x_1 + c_2 x_2 + c_3 x_3 + \dots, \quad (59)$$

где

$$c_i = \frac{\partial y}{\partial x_i}, \quad (60)$$

а  $c_i$  — коэффициент чувствительности для вводимой величины  $x_i$ . Тогда неопределенность для  $y$  составит:

$$u(y) = \sqrt{c_1^2 u^2(x_1) + c_2^2 u^2(x_2) + c_3^2 u^2(x_3) + \dots} \quad (61)$$

Таким образом, если независимые переменные добавляются (или вычитаются), дисперсии также увеличиваются. Другими словами, неопределенность суммы получается путем квадратурного сложения «взвешенных» неопределенностей независимых переменных, где «веса» — это квадраты коэффициентов  $c_1, c_2, c_3, \dots$  («квадратурное сложение» означает извлечение квадратного корня из суммы квадратов).

Другой особый случай касается произведения (или соотношения) независимых переменных. Тогда функциональная зависимость выглядит следующим образом:

$$y = x_1^\alpha x_2^\beta x_3^\gamma \dots, \quad (62)$$

где экспоненты  $\alpha, \beta, \gamma, \dots$  являются константами. В этом случае из уравнения (62) выводится следующее выражение относительной неопределенности для  $y$ :

$$r(y) = \sqrt{\alpha^2 r^2(x_1) + \beta^2 r^2(x_2) + \gamma^2 r^2(x_3) + \dots}, \quad (63)$$

где

$$r(x_i) = \frac{u(x_i)}{|x_i|} \quad (64)$$

— это относительная неопределенность  $x_i$ .

Таким образом, для произведения (или соотношения) независимых переменных относительные взвешенные дисперсии складываются, при этом веса являются квадратами экспонент  $\alpha, \beta, \gamma, \dots$ . Очень распространенным случаем является соотношение  $y = x_1/x_2$ , где величины  $x_1$  и  $x_2$  отражают результаты измерения и поправочные коэффициенты. Согласно уравнению (63), относительная дисперсия для  $y$  равна квадратичной сумме относительных неопределенностей  $x_1$  и  $x_2$ .

Вышеизложенное относится к неопределенностям типа А, типа В и суммарным стандартным неопределенностям, все из которых оцениваются на соответствие стандартным отклонениям. Правила распространения неопределенности также применяются к расширенным неопределенностям при условии, что везде используется один и тот же коэффициент охвата  $k$ . Неопределенность опубликованных данных обычно выражается расширенной неопределенностью или при помощи другой эквивалентной терминологии. В этом случае она должна быть преобразована в стандартное отклонение, прежде чем ее можно будет использовать для расчета неопределенности. Если коэффициент охвата не указан, можно считать, что он имеет значение  $k = 2$ .

Стандартные неопределенности типа А и типа В желательно табулировать по отдельности. Это облегчает внесение возможных последующих изменений.

## СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

- [1] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, STI/PUB/1196, IAEA, Vienna (2005).
- [2] PARK, C.C., et al., American Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ASTRO) Emerging Technology Committee report on electronic brachytherapy, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **76** (2010) 963–972.
- [3] THOMADSEN, B.R., et al., Electronic intracavitary brachytherapy quality management based on risk analysis: The report of AAPM TG 182, *Med. Phys.* (2019) e65–e91.
- [4] INTERNATIONAL AGENCY FOR RESEARCH ON CANCER – WORLD HEALTH ORGANIZATION (2018),  
<https://gco.iarc.fr/today/home>
- [5] HAN, K., MILOSEVIC, M., FYLES, A., PINTILIE, M., VISWANATHAN, A.N., Trends in the utilization of brachytherapy in cervical cancer in the United States, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **87** (2013) 111–119.
- [6] TANDERUP, K., EIFEL, P.J., YASHAR, C.M., POTTER, R., GRIGSBY, P.W., Curative radiation therapy for locally advanced cervical cancer: brachytherapy is NOT optional, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **88** (2014) 537–539.
- [7] CHARGARI, C., et al., Brachytherapy: An overview for clinicians, *CA-Cancer J. Clin.* **69** (2019) 386–401.
- [8] KISHAN, A.U., et al., Radical Prostatectomy, External Beam Radiotherapy, or External Beam Radiotherapy With Brachytherapy Boost and Disease Progression and Mortality in Patients With Gleason Score 9-10 Prostate Cancer, *JAMA* **319** (2018) 896–905.
- [9] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Directory of Radiotherapy Centres (DIRAC) (2020),  
<https://dirac.iaea.org/>
- [10] МЕЖДУНАРОДНОЕ АГЕНТСТВО ПО АТОМНОЙ ЭНЕРГИИ, Переход от 2D брахитерапии к 3D брахитерапии с высокой мощностью дозы, Доклады МАГАТЭ по здоровью человека, № 12, МАГАТЭ, Вена (2021).
- [11] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Lessons Learned from Accidental Exposures in Radiotherapy, Safety Reports Series No. 17, IAEA, Vienna (2000).
- [12] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Prevention of High-Dose-Rate Brachytherapy Accidents, ICRP Publication No. 97, ICRP Publication No. 97 — *Annals of the ICRP* 35 (2), 2005, ICRP, Oxford (2005).
- [13] DEUFEL, C.L., et al., Patient safety is improved with an incident learning system — Clinical evidence in brachytherapy, *Radiother. Oncol.* **125** (2017) 94–100.
- [14] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Applying radiation safety standards in radiotherapy, Safety Report Series No. 38, IAEA, Vienna (2006).
- [15] UNITED STATES NUCLEAR REGULATORY COMMISSION, Reportable Medical Events Involving Treatment Delivery Errors Caused by Confusion of Units for the Specification of Brachytherapy Sources, U.S. Nuclear Regulatory Commission, Office of Federal and State Materials and Environmental Management Programs, Washington, DC (2009).

- [16] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 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, IAEA, Vienna (1999).
- [17] VAN DER MERWE, D., et al., Accuracy requirements and uncertainties in radiotherapy: a report of the International Atomic Energy Agency, *Acta Oncol.* **56** (2017) 1–6.
- [18] МЕЖДУНАРОДНОЕ АГЕНТСТВО ПО АТОМНОЙ ЭНЕРГИИ, Требования к точности и факторы неопределенности в лучевой терапии, Серия изданий по здоровью человека, № 31, МАГАТЭ, Вена (2022).
- [19] KIRISITS, C., et al., Review of clinical brachytherapy uncertainties: Analysis guidelines of GEC-ESTRO and the AAPM, *Radiother. Oncol.* **110** (2014) 199–212.
- [20] BALGOBIND, B.V., et al., A review of the clinical experience in pulsed dose rate brachytherapy, *Br. J. Radiol.* **88** (2015) 20150310.
- [21] PAPAGIANNIS, P., et al., Monte Carlo dosimetry of  $^{60}\text{Co}$  HDR brachytherapy sources, *Med. Phys.* **30** (2003) 712–721.
- [22] GRANERO, D., PEREZ-CALATAYUD, J., BALLESTER, F., Technical note: Dosimetric study of a new Co-60 source used in brachytherapy, *Med. Phys.* **34** (2007) 3485–3488.
- [23] PEREZ-CALATAYUD, J., et al., Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: report of the AAPM and ESTRO, *Med. Phys.* **39** (2012) 2904–2929.
- [24] EATON, D.J., Electronic brachytherapy — current status and future directions, *Br. J. Radiol.* **88** (2015) 20150002.
- [25] BUTLER, W.M., et al., Third-party brachytherapy source calibrations and physicist responsibilities: report of the AAPM Low Energy Brachytherapy Source Calibration Working Group, *Med. Phys.* **35** (2008) 3860–3865.
- [26] CHIU-TSAO, S.T., SCHAART, D.R., SOARES, C.G., NATH, R., Dose calculation formalisms and consensus dosimetry parameters for intravascular brachytherapy dosimetry: Recommendations of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group No. 149, *Med. Phys.* **34** (2007) 4126–4157.
- [27] AMERICAN BRACHYTHERAPY SOCIETY - OPHTHALMIC ONCOLOGY TASK FORCE, ABS — OOTF COMMITTEE, The American Brachytherapy Society consensus guidelines for plaque brachytherapy of uveal melanoma and retinoblastoma, *Brachytherapy* **13** (2014) 1–14.
- [28] THOMSON, R.M., et al., AAPM recommendations on medical physics practices for ocular plaque brachytherapy: Report of task group 221, *Med. Phys.* **47** (2020) e92–e124.
- [29] GUINOT, J.L., et al., GEC-ESTRO ACROP recommendations in skin brachytherapy, *Radiother. Oncol.* **126** (2018) 377–385.
- [30] AKULINICHEV, S., DERZHIEV, V., KRAVCHUK, L., Ytterbium Sources for brachytherapy, *Radiother. Oncol.* **102** (2012) S73–S74.
- [31] KRISHNAMURTHY, D., CUNHA, J., HSU, I., WEINBERG, V., POULIOT, J., Dosimetric Comparison of iridium-192, ytterbium-169, and thulium-170 sources for HDR prostate brachytherapy, *Med. Phys.* **37** (2010) 3196.

- [32] LEONARD, K.L., DIPETRILLO, T.A., MUNRO, J.J., WAZER, D.E., A novel ytterbium-169 brachytherapy source and delivery system for use in conjunction with minimally invasive wedge resection of early-stage lung cancer, *Brachytherapy* **10** (2011) 163–169.
- [33] ENGER, S.A., LUNDQVIST, H., D'AMOURS, M., BEAULIEU, L., Exploring Co-57 as a new isotope for brachytherapy applications, *Med. Phys.* **39** (2012) 2342–2345.
- [34] KRISHNAMURTHY, D., WEINBERG, V., CUNHA, J.A.M., HSU, I.C., POULIOT, J., Comparison of high-dose rate prostate brachytherapy dose distributions with iridium-192, ytterbium-169, and thulium-170 sources, *Brachytherapy* **10** (2011) 461–465.
- [35] ENGER, S.A., FISHER, D.R., FLYNN, R.T., Gadolinium-153 as a brachytherapy isotope, *Phys. Med. Biol.* **58** (2013) 957–964.
- [36] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Calibration of Photon and Beta Ray Sources Used in Brachytherapy: Guidelines on Standardized Procedures at Secondary Standards Dosimetry Laboratories (SSDLs) and Hospitals, IAEA-TECDOC-1274, IAEA, Vienna (2002).
- [37] NATH, R., et al., Code of practice for brachytherapy physics: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. American Association of Physicists in Medicine, *Med. Phys.* **24** (1997) 1557–1598.
- [38] GOETSCH, S.J., ATTIX, F.H., DeWERD, L.A., THOMADSEN, B.R., A new re-entrant ionization chamber for the calibration of iridium-192 high dose rate sources, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **24** (1992) 167–170.
- [39] MITCH, M.G., ZIMMERMAN, B.E., LAMPERTI, P.J., SELTZER, S.M., COURSEY, B.M., Well-ionization chamber response relative to NIST air-kerma strength standard for prostate brachytherapy seeds, *Med. Phys.* **27** (2000) 2293–2296.
- [40] МЕЖДУНАРОДНОЕ АГЕНТСТВО ПО АТОМНОЙ ЭНЕРГИИ, Определение поглощенной дозы при дистанционной лучевой терапии: международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах поглощенной дозы в воде, Серия технических докладов, № 398, МАГАТЭ, Вена (2004).
- [41] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna (2007).
- [42] ЕВРОПЕЙСКАЯ КОМИССИЯ и др., Радиационная защита и безопасность источников излучения: Международные основные нормы безопасности: Общие требования безопасности, часть 3, № GSR Part 3, МАГАТЭ, Вена (2015).
- [43] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology, ICRU Report 38, Bethesda, MD (1985).
- [44] KIRISITS, C., et al., Basic treatment planning parameters for a  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  source train used in endovascular brachytherapy, *Z. Med. Phys.* **14** (2004) 159–167.
- [45] SIDAWY, A.N., WEISWASSER, J.M., WAKSMAN, R., Peripheral vascular brachytherapy, *J. Vasc. Surg.* **35** (2002) 1041–1047.
- [46] TRIPURANENI, P., GIAP, H., JANI, S., Endovascular brachytherapy for peripheral vascular disease, *Semin. Radiat. Oncol.* **9** (1999) 190–202.

- [47] KIRWAN, J.F., CONSTABLE, P.H., MURDOCH, I.E., KHAW, P.T., Beta irradiation: new uses for an old treatment: a review, *Eye (Lond)* **17** (2003) 207–215.
- [48] PE'ER, J., Ruthenium-106 brachytherapy, *Dev. Ophthalmol.* **49** (2012) 27–40.
- [49] NEAL, A.J., IRWIN, C., HOPE-STONE, H.F., The role of strontium-90 beta irradiation in the management of pterygium, *Clin. Oncol. (R. Coll. Radiol.)*. **3** (1991) 105–109.
- [50] NISHIMURA, Y., et al., Long-term results of fractionated strontium-90 radiation therapy for pterygia, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **46** (2000) 137–141.
- [51] VIANI, G.A., STEFANO, E.J., DE FENDI, L.I., FONSECA, E.C., Long-term results and prognostic factors of fractionated strontium-90 eye applicator for pterygium, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **72** (2008) 1174–1179.
- [52] HOLMES, S.M., MICKA, J.A., DeWERD, L.A., Ophthalmic applicators: An overview of calibrations following the change to SI units, *Med. Phys.* **36** (2009) 1473–1477.
- [53] HANSEN, J.B., CULBERSON, W.S., DeWERD, L.A., A convex windowless extrapolation chamber to measure surface dose rate from  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  episcleral plaques, *Med. Phys.* **46** (2019) 2430–2443.
- [54] KOLLAARD, R.P., et al., Recommendations on detectors and quality control procedures for brachytherapy beta sources, *Radiother. Oncol.* **78** (2006) 223–229.
- [55] KRAUSE, F., MOLLER, M., RISSKE, F., SIEBERT, F.A., Dosimetry of ruthenium-106 ophthalmic applicators with thin layer thermoluminescence dosimeters - Clinical quality control, *Z. Med. Phys.* **30** (2020) 142–147.
- [56] SOARES, C.G., et al., Dosimetry of beta-ray ophthalmic applicators: comparison of different measurement methods, *Med. Phys.* **28** (2001) 1373–1384.
- [57] NATH, R., et al., Guidelines by the AAPM and GEC-ESTRO on the use of innovative brachytherapy devices and applications: Report of Task Group 167, *Med. Phys.* **43** (2016) 3178–3205.
- [58] FLYNN, R.T., et al., Efficient Yb-169 high-dose-rate brachytherapy source production using reactivation, *Med. Phys.* **46** (2019) 2935–2943.
- [59] VANDAMME, J.J., CULBERSON, W.S., DeWERD, L.A., MICKA, J.A., Air-kerma strength determination of a  $^{169}\text{Yb}$  high dose rate brachytherapy source, *Med. Phys.* **35** (2008) 3935–3942.
- [60] LIN, L., PATEL, R.R., THOMADSEN, B.R., HENDERSON, D.L., The use of directional interstitial sources to improve dosimetry in breast brachytherapy, *Med. Phys.* **35** (2008) 240–247.
- [61] CHASWAL, V., THOMADSEN, B.R., HENDERSON, D.L., Development of an adjoint sensitivity field-based treatment-planning technique for the use of newly designed directional LDR sources in brachytherapy, *Phys. Med. Biol.* **57** (2012) 963–982.
- [62] AIMA, M., REED, J.L., DeWERD, L.A., CULBERSON, W.S., Air-kerma strength determination of a new directional  $^{103}\text{Pd}$  source, *Med. Phys.* **42** (2015) 7144–7152.
- [63] RIVARD, M.J., A directional  $^{103}\text{Pd}$  brachytherapy device: Dosimetric characterization and practical aspects for clinical use, *Brachytherapy* **16** (2017) 421–432.
- [64] AIMA, M., DeWERD, L.A., MITCH, M.G., HAMMER, C.G., CULBERSON, W.S., Dosimetric characterization of a new directional low-dose rate brachytherapy source, *Med. Phys.* **45** (2018) 3848–3860.

- [65] COHEN, G.N., et al., Intraoperative implantation of a mesh of directional palladium sources (CivaSheet): Dosimetry verification, clinical commissioning, dose specification, and preliminary experience, *Brachytherapy* **16** (2017) 1257–1264.
- [66] SIOSHANSI, S., et al., Dose modeling of noninvasive image-guided breast brachytherapy in comparison to electron beam boost and three-dimensional conformal accelerated partial breast irradiation, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **80** (2011) 410–416.
- [67] LEONARD, K.L., et al., Prescription dose evaluation for APBI with noninvasive image-guided breast brachytherapy using equivalent uniform dose, *Brachytherapy* **14** (2015) 496–501.
- [68] RIVARD, M.J., MELHUS, C.S., WAZER, D.E., BRICAULT, R.J., Jr., Dosimetric characterization of round HDR  $^{192}\text{Ir}$  accuboot applicators for breast brachytherapy, *Med. Phys.* **36** (2009) 5027–5032.
- [69] YANG, W., et al., Rotating-shield brachytherapy for cervical cancer, *Phys. Med. Biol.* **58** (2013) 3931–3941.
- [70] EBERT, M.A., Possibilities for intensity-modulated brachytherapy: technical limitations on the use of non-isotropic sources, *Phys. Med. Biol.* **47** (2002) 2495–2509.
- [71] EBERT, M.A., Potential dose conformity advantages with multi-source intensity-modulated brachytherapy (IMBT), *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* **29** (2006) 165–171.
- [72] WEBSTER, M.J., et al., HDR brachytherapy of rectal cancer using a novel grooved-shielding applicator design, *Med. Phys.* **40** (2013) 091704.
- [73] WEBSTER, M.J., et al., Dynamic modulated brachytherapy (DMBT) for rectal cancer, *Med. Phys.* **40** (2013) 011718.
- [74] ADAMS, Q.E., et al., Interstitial rotating shield brachytherapy for prostate cancer, *Med. Phys.* **41** (2014) 051703.
- [75] FAMULARI, G., URLICH, T., ARMSTRONG, A., ENGER, S.A., Practical aspects of  $^{153}\text{Gd}$  as a radioactive source for use in brachytherapy, *Appl. Radiat. Isot.* **130** (2017) 131–139.
- [76] SARFEHNIA, A., STEWART, K., SEUNTJENS, J., An absorbed dose to water standard for HDR  $^{192}\text{Ir}$  brachytherapy sources based on water calorimetry: numerical and experimental proof-of-principle, *Med. Phys.* **34** (2007) 4957–4961.
- [77] SANDER, T., Air kerma and absorbed dose standards for reference dosimetry in brachytherapy, *Br. J. Radiol.* **87** (2014) 20140176.
- [78] SARFEHNIA, A., SEUNTJENS, J., Development of a water calorimetry-based standard for absorbed dose to water in HDR  $^{192}\text{Ir}$  brachytherapy, *Med. Phys.* **37** (2010) 1914–1923.
- [79] NATH, R., et al., Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. American Association of Physicists in Medicine, *Med. Phys.* **22** (1995) 209–234.
- [80] RIVARD, M.J., et al., Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No. 43 Report, *Med. Phys.* **34** (2007) 2187–2205.
- [81] RIVARD, M.J., et al., Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations, *Med. Phys.* **31** (2004) 633–674.
- [82] RIVARD, M.J., et al., Supplement 2 for the 2004 update of the AAPM Task Group No. 43 Report: Joint recommendations by the AAPM and GEC-ESTRO, *Med. Phys.* **44** (2017) e297–e338.



- [83] WILLIAMSON, J.F., et al., Recommendations of the American Association of Physicists in Medicine regarding the impact of implementing the 2004 task group 43 report on dose specification for  $^{103}\text{Pd}$  and  $^{125}\text{I}$  interstitial brachytherapy, *Med. Phys.* **32** (2005) 1424–1439.
- [84] THOMADSEN, B., et al., Analysis of treatment delivery errors in brachytherapy using formal risk analysis techniques, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **57** (2003) 1492–1508.
- [85] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy, ICRU Report 58, Bethesda, MD (1997).
- [86] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Prescribing, Recording, and Reporting Brachytherapy for Cancer of the Cervix, ICRU Report 89, (2013).
- [87] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Dosimetry of Beta Rays and Low-energy Photons for Brachytherapy with Sealed Sources, ICRU Report 72, (2004).
- [88] PEREZ-CALATAYUD, J., et al., GEC-ESTRO ACROP recommendations on calibration and traceability of LE-LDR photon-emitting brachytherapy sources at the hospital level, *Radiother. Oncol.* **135** (2019) 120–129.
- [89] JOINT AAPM/IROC HOUSTON REGISTRY OF BRACHYTHERAPY SOURCES MEETING THE AAPM DOSIMETRIC PREREQUISITES (2022), [http://rpc.mdanderson.org/RPC/BrachySeeds/Source\\_Registry.htm](http://rpc.mdanderson.org/RPC/BrachySeeds/Source_Registry.htm)
- [90] TAYLOR, R.E.P., ROGERS, D.W.O., The CLRP TG-43 Parameter Database for Brachytherapy (2022), [https://physics.carleton.ca/clrp/seed\\_database](https://physics.carleton.ca/clrp/seed_database)
- [91] UNIVERSITY OF VALENCIA (UVEG) VALENCIA SPAIN, Dosimetry Parameters for Source Models used in Brachytherapy (2022), <https://www.uv.es/braphyqs/>
- [92] HOLMBERG, O., Accident prevention in radiotherapy, *Biomed. Imaging Interv. J.* **3** (2007) e27.
- [93] VENSELAAR, J., BALTAS, D., “Brachytherapy Physics: Sources and Dosimetry”, The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy, ESTRO, Brussels (2014) 3–23.
- [94] BE, M.M., et al., Table of Radionuclides Commissariat a l'Energie Atomique, Paris (1999).
- [95] BE, M.M., et al., Monographie BIPM-5, Table of Radionuclides (Vol. 3 – A = 3 to 244), Bureau International des Poids et Mesures, (2006).
- [96] BE, M.M., et al., Monographie BIPM-5, Table of Radionuclides (Vol. 6 – A = 22 to 242), Bureau International des Poids et Mesures, (2011).
- [97] BE, M.M., et al., Monographie BIPM-5, Table of Radionuclides (Vol. 8 – A = 41 to 198), Bureau International des Poids et Mesures, (2016).
- [98] LABORATOIRE NATIONAL HENRI BECQUEREL FRANCE, Decay Data Evaluation Project (2022), [http://www.lnhb.fr/ddep\\_wg/](http://www.lnhb.fr/ddep_wg/)

- [99] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Live Chart of Nuclides: nuclear structure and decay data (2022), <https://www-nds.iaea.org/relnsd/vcharthtml/VChartHTML.html>
- [100] BROOKHAVEN NATIONAL LABORATORY, National Nuclear Data Center (2022), <https://www.nndc.bnl.gov/>
- [101] LABORATOIRE NATIONAL HENRI BECQUEREL FRANCE, Atomic and Nuclear data (2022), <http://www.lnhb.fr/en/>
- [102] NUCLEAR INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY, P.M.L., Radionuclide Half-Life Measurements Data (2022), <https://www.nist.gov/pml/radionuclide-half-life-measurements/radionuclide-half-life-measurements-data>
- [103] PEARCE, A., Recommended Nuclear Decay Data, National Physical Laboratory (NPL) Report IR 6, Teddington, Middlesex (2008).
- [104] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, ISO 8601 Date and time — Representations for information interchange, (2019).
- [105] PODGORSK, M.B., DeWERD, L.A., THOMADSEN, B.R., PALIWAL, B.R., Thermal and scatter effects on the radiation sensitivity of well-type chambers used for high dose rate Ir-192 calibrations, *Med. Phys.* **19** (1992) 1311–1314.
- [106] ATTIX, F.H., Determination of Aion and Pion in the new AAPM radiotherapy dosimetry protocol, *Med. Phys.* **11** (1984) 714–716.
- [107] McEWEN, M., TG-51 Addendum – Overview and Implementation, *Med. Phys.* **39** (2012) 4006.
- [108] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination, Technical Reports Series No. 483, IAEA, Vienna (2017).
- [109] McEWEN, M.R., Measurement of ionization chamber absorbed dose k(Q) factors in megavoltage photon beams, *Med. Phys.* **37** (2010) 2179–2193.
- [110] POIRIER, A., DOUYSSSET, G., Influence of ambient humidity on the current delivered by air-vented ionization chambers revisited, *Phys. Med. Biol.* **51** (2006) 4995–5006.
- [111] МЕЖДУНАРОДНОЕ АГЕНТСТВО ПО АТОМНОЙ ЭНЕРГИИ, Определение поглощенной дозы при дистанционной лучевой терапии: международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах поглощенной дозы в воде, Серия технических докладов, № 398 (Rev. 1), МАГАТЭ, Вена (2025).
- [112] SMITH, B.R., DeWERD, L.A., CULBERSON, W.S., On the stability of well-type ionization chamber source strength calibration coefficients, *Med. Phys.* **47** (2020) 4491–4501.
- [113] VANDANA, S., SHARMA, S.D., Long term response stability of a well-type ionization chamber used in calibration of high dose rate brachytherapy sources, *J. Med. Phys.* **35** (2010) 100–103.

- [114] MORGAN, A.M., et al., IPEM guidelines on dosimeter systems for use as transfer instruments between the UK primary dosimetry standards laboratory (NPL) and radiotherapy centres, *Phys. Med. Biol.* **45** (2000) 2445–2457.
- [115] DOUYSSSET, G., OSTROWSKY, A., DELAUNAY, F., Some unexpected behaviours of PTW/Nucletron well-type ionization chambers, *Phys. Med. Biol.* **53** (2008) N269–N275.
- [116] MUKWADA, G., NEVERI, G., ALKHATIB, Z., WATERHOUSE, D.K., EBERT, M., Commissioning of a well-type chamber for HDR and LDR brachytherapy applications: a review of methodology and outcomes, *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* **39** (2016) 167–175.
- [117] SCHERER, H., DRUNG, D., KRAUSE, C., GOTZ, M., BECKER, U., Electrometer calibration with sub-part-per-million uncertainty, *IEEE T. Instrum. Meas.* **68** (2019) 1887–1894.
- [118] VENSELAAR, J., PÉREZ-CALATAYUD, J., A Practical Guide to Quality Control of Brachytherapy Equipment, ESTRO Booklet No. 8, ESTRO, Brussels (2004).
- [119] BOCHUD, F., et al., Dosimetry and Quality Assurance in High Dose Rate Brachytherapy with Iridium-192. Recommendations No. 13 of the Swiss Society for Radiobiology and Medical Physics, (2005).
- [120] CORMACK, R.A., Quality assurance issues for computed tomography-, ultrasound-, and magnetic resonance imaging-guided brachytherapy, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **71** (2008) S136–S141.
- [121] WILLIAMSON, J.F., Current brachytherapy quality assurance guidance: does it meet the challenges of emerging image-guided technologies?, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **71** (2008) S18–S22.
- [122] INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE, PATEL, I., WESTON, S.J., PALMER, A.L., Physics aspects of quality control in radiotherapy (2nd edn), IPEM Rep. 81, IPEM, York (2018).
- [123] STEENHUIJSEN, J., et al., Code of Practice for Quality Assurance of Brachytherapy with Ir-192 Afterloaders. Report 30 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, (2018).
- [124] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, General Requirements for the Competence of Testing and Calibration Laboratories, ISO/IEC 17025, Geneva (2017).
- [125] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Calibration of Reference Dosimeters for External Beam Radiotherapy, Technical Reports Series No. 469, IAEA, Vienna (2009).
- [126] KLEIN, E.E., et al., Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators, *Med. Phys.* **36** (2009) 4197–4212.
- [127] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, International vocabulary of metrology – Basic and general concepts and associated terms (VIM), JCGM 200:2012(E/F), BIPM, (2012).
- [128] JUDGE, S., BURNS, D., KESSLER, C., TOROI, P., MSIMANG, Z., The International Measurement System for Radiation Dosimetry, IAEA/WHO SSDL Newsletter. **73** (2021) 5–7.

- [129] INTERNATIONAL COMMITTEE FOR WEIGHTS AND MEASURES, Key Comparison Database, BIPM, (1999–2015).
- [130] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, SSDL NETWORK CHARTER (2nd edn), IAEA, Vienna (2018).
- [131] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, SSDL Network (2021), <https://ssdl.iaea.org/Home/Members>
- [132] BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES, Mutual recognition of national measurement standards and of calibration and measurement certificates issued by national metrology institutes, BIPM, Paris (1999).
- [133] BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES, Mutual recognition of national measurement standards and of calibration and measurement certificates issued by national metrology institutes – Technical supplement to the arrangement, CIPM, Paris (2003).
- [134] ALVAREZ, J.T., et al., Comparison BIPM.RI(I)-K8 of high dose-rate Ir-192 brachytherapy standards for reference air kerma rate of the VSL and the BIPM, *Metrologia* **51** (2014) 06022.
- [135] ALVAREZ, J.T., SANDER, T., DE POOTER, J.A., ALLISY-ROBERTS, P.J., KESSLER, C., Comparison BIPM.RI(I)-K8 of high dose rate Ir-192 brachytherapy standards for reference air kerma rate of the NPL and the BIPM, *Metrologia* **51** (2014) 06024.
- [136] KESSLER, C., ALLISY-ROBERTS, P.J., SELBACH, H.J., Comparison BIPM.RI(I)-K8 of high dose-rate Ir-192 brachytherapy standards for reference air kerma rate of the PTB and the BIPM, *Metrologia* **52** (2015) 06005.
- [137] KESSLER, C., DOWNTON, B., MAINEGRA-HING, E., Comparison BIPM.RI(I)-K8 of high dose-rate Ir-192 brachytherapy standards for reference air kerma rate of the NRC and the BIPM, *Metrologia* **52** (2015) 06013
- [138] KESSLER, C., KUROSAWA, T., MIKAMOTO, T., Comparison BIPM.RI(I)-K8 of high dose-rate Ir-192 brachytherapy standards for reference air kerma rate of the NMIJ and the BIPM, *Metrologia* **53** (2016) 06001.
- [139] BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES (BIPM), Key Comparison Database (KCDB) (2021), <https://www.bipm.org/kcdb/>
- [140] ROZENFELD, M., JETTE, D., Quality assurance of radiation dosage - usefulness of redundancy, *Radiology* **150** (1984) 241–244.
- [141] BIDMEAD, A.M., et al., The IPEM code of practice for determination of the reference air kerma rate for HDR <sup>192</sup>Ir brachytherapy sources based on the NPL air kerma standard, *Phys. Med. Biol.* **55** (2010) 3145–3159.
- [142] DeWERD, L.A., et al., A dosimetric uncertainty analysis for photon-emitting brachytherapy sources: report of AAPM Task Group No. 138 and GEC-ESTRO, *Med. Phys.* **38** (2011) 782–801.
- [143] KUTCHER, G.J., et al., Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40, *Med. Phys.* **21** (1994) 581–618.
- [144] SOARES, C.G., DOUYSSSET, G., MITCH, M.G., Primary standards and dosimetry protocols for brachytherapy sources, *Metrologia* **46** (2009) S80–S98.

- [145] SCHÜLLER, A., MEIER, M., SELBACH, H.J., ANKERHOLD, U., A radiation quality correction factor  $k(Q)$  for well-type ionization chambers for the measurement of the reference air kerma rate of  $^{60}\text{Co}$  HDR brachytherapy sources, *Med. Phys.* **42** (2015) 4285–4294.
- [146] CHANG, L., HO, S.Y., CHUI, C.S., DU, Y.C., CHEN, T., Room scatter factor modelling and measurement error analysis of  $^{192}\text{Ir}$  HDR calibration by a Farmer chamber, *Phys. Med. Biol.* **52** (2007) 871–877.
- [147] BALTAS, D., et al., Comparison of calibration procedures for Ir-192 high-dose-rate brachytherapy sources, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **43** (1999) 653–661.
- [148] GRIFFIN, S.L., DeWERD, L.A., MICKA, J.A., BOHM, T.D., The effect of ambient pressure on well-type chamber response: experimental results with empirical correction factors, *Med. Phys.* **32** (2005) 700–709.
- [149] BOHM, T.D., GRIFFIN, S.L., DELUCA, P.M., Jr., DeWERD, L.A., The effect of ambient pressure on well-type chamber response: Monte Carlo calculated results for the HDR 1000 plus, *Med. Phys.* **32** (2005) 1103–1114.
- [150] TORNERO-LOPEZ, A.M., et al., Dependence with air density of the response of the PTW SourceCheck ionization chamber for low energy brachytherapy sources, *Med. Phys.* **40** (2013) 122103.
- [151] TORRES DEL RIO, J., TORNERO-LOPEZ, A.M., GUIRADO, D., PEREZ-CALATAYUD, J., LALLENA, A.M., Air density dependence of the response of the PTW SourceCheck 4pi ionization chamber for  $^{125}\text{I}$  brachytherapy seeds, *Phys. Med.* **38** (2017) 93–97.
- [152] WATT, E., SPENCER, D.P., MEYER, T., Technical Note: Empirical altitude correction factors for well-type chamber measurements of permanent prostate and breast seed implant sources, *Med. Phys.* **44** (2017) 5517–5521.
- [153] FORASTERO RODRIGUEZ, C., et al., Air density dependence of the response of the PTW sourcecheck 4PI ionization chamber to Pd-103 brachytherapy sources, *Phys. Med.* **52** (2018) 142.
- [154] LAMBECK, J., KENNAN, W., DeWERD, L.A., Effect of well-type chamber altitude pressure corrections for cesium Blu (131) Cs and CivaDot (103) Pd brachytherapy sources, *Med. Phys.* **48** (2021) 5584–5592.
- [155] LA RUSSA, D.J., McEWEN, M., ROGERS, D.W., An experimental and computational investigation of the standard temperature-pressure correction factor for ion chambers in kilovoltage x rays, *Med. Phys.* **34** (2007) 4690–4699.
- [156] ALVAREZ ROMERO, J.T., DE LA CRUZ HERNANDEZ, D., CABRERA VERTTI, R., The dependence of NKR versus KR: the initial, thermal, volumetric recombination and screening effect on the efficiency of collected charges on the calibration of si HDR 1000 plus well-type chambers with  $^{192}\text{Ir}$  HDR sources, *Biomed. Phys. Eng. Express.* **8** (2022) 027002.
- [157] SHIPLEY, D.R., SANDER, T., NUTBROWN, R.F., Source geometry factors for HDR  $^{192}\text{Ir}$  brachytherapy secondary standard well-type ionization chamber calibrations, *Phys. Med. Biol.* **60** (2015) 2573–2586.

- [158] RILEY, A.D., PIKE, T.L., MICKA, J.A., FULKERSON, R.K., DeWERD, L.A., Determination of air-kerma strength for the Ir-192 GammaMedplus iX pulsed-dose-rate brachytherapy source, *Med. Phys.* **40** (2013) 071732.
- [159] RASMUSSEN, B.E., DAVIS, S.D., SCHMIDT, C.R., MICKA, J.A., DeWERD, L.A., Comparison of air-kerma strength determinations for HDR  $^{192}\text{Ir}$  sources, *Med. Phys.* **38** (2011) 6721–6729.
- [160] HACKETT, S.L., DAVIS, B., NIXON, A., WYATT, R., Constancy checks of well-type ionization chambers with external-beam radiation units, *J. Appl. Clin. Medical Phys.* **16** (2015) 508–514.
- [161] BALTAS, D., SAKELLIU, L., ZAMBOGLOU, N., *The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology*, CRC Press, Boca Raton (2006).
- [162] DIEZ, P., et al., A multicentre audit of HDR/PDR brachytherapy absolute dosimetry in association with the INTERLACE trial (NCT015662405), *Phys. Med. Biol.* **62** (2017) 8832–8849.
- [163] DEMPSEY, C., et al., ACPSEM brachytherapy working group recommendations for quality assurance in brachytherapy, *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* **36** (2013) 387–396.
- [164] SELTZER, S.M., et al., New national air-kerma-strength standards for  $^{125}\text{I}$  and  $^{103}\text{Pd}$  brachytherapy seeds, *J. Res. Natl. Inst. Stand. Technol.* **108** (2003) 337–358.
- [165] SELTZER, S.M., et al., Erratum: New national air-kerma-strength standards for  $^{125}\text{I}$  and  $^{103}\text{Pd}$  brachytherapy seeds, *J. Res. Natl. Inst. Stand. Technol.* **109** (2004) 301.
- [166] CULBERSON, W.S., DeWERD, L.A., ANDERSON, D.R., MICKA, J.A., Large-volume ionization chamber with variable apertures for air-kerma measurements of low-energy radiation sources, *Rev. Sci. Instrum.* **77** (2006) 015105.
- [167] INTERNATIONAL COMMITTEE FOR WEIGHTS AND MEASURES, *Evaluation of Measurement Data - Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement*, JCGM 100:2008, BIPM, Paris (2008).
- [168] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *Measurement Uncertainty*, IAEA-TECDOC-1585, Vienna (2008).
- [169] DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG (DIN), *Dosimetry for Photon Brachytherapy - Part 2: Radiation sources, source calibration, source test and dose calculation*, DIN 6803–2, Berlin (2020).
- [170] PASTOR-SANCHIS, V., et al., Experimental validation of the Valencia-type applicators developed for the BEBIG HDR afterloader Saginova, *Med. Phys.* **44** (2017) 3176.
- [171] GRANERO, D., et al., Dosimetric relevance of the Valencia and Leipzig HDR applicators plastic cap, *Med. Phys.* **43** (2016) 3476.
- [172] GRANERO, D., et al., Commissioning and quality assurance procedures for the HDR Valencia skin applicators, *J. Contemp. Brachytherapy* **8** (2016) 441–447.
- [173] ARYAL, P., CHEN, S., AGARWAL, M., ZHOU, J., LASIO, G., Commissioning of HDR Valencia applicators, *Med. Phys.* **46** (2019) e549.
- [174] PEREZ-CALATAYUD, J., et al., A dosimetric study of Leipzig applicators, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **62** (2005) 579–584.
- [175] NIU, H., HSI, W., CHU, J., KIRK, M., KOUWENHOVEN, E., Dosimetric characteristics of the HDR Leipzig applicator in surface radiation treatments, *Med. Phys.* **31** (2004) 1771–1772.

- [176] HSI, W., NIU, H., CHU, J., 3D analytical dosimetric model for radiation treatment planning with the HDR Leipzig surface applicator, *Med. Phys.* **31** (2004) 1808.
- [177] PEREZ-CALATAYUD, J., et al., Дизайн и оценка аппликатора HDR для кожи с плоским фильтром, *Radiother. Oncol.* **84** (2007) S145.
- [178] OUHIB, Z., et al., Aspects of dosimetry and clinical practice of skin brachytherapy: The American Brachytherapy Society working group report, *Brachytherapy* **14** (2015) 840–858.
- [179] NACHMAN, J., et al., Disparate histologic responses in simultaneously resected primary and metastatic osteosarcoma following intravenous neoadjuvant chemotherapy, *J. Clin. Oncol.* **5** (1987) 1185–1190.
- [180] FULKERSON, R.K., MICKA, J.A., DeWERD, L.A., Dosimetric characterization and output verification for conical brachytherapy surface applicators. Part II. High dose rate  $^{192}\text{Ir}$  sources, *Med. Phys.* **41** (2014) 022104.
- [181] FULKERSON, R.K., et al., Surface brachytherapy: Joint report of the AAPM and the GEC-ESTRO Task Group No. 253, *Med. Phys.* **47** (2020) e951–e987.
- [182] DeWERD, L.A., CULBERSON, W.S., MICKA, J.A., SIMIELE, S.J., A modified dose calculation formalism for electronic brachytherapy sources, *Brachytherapy* **14** (2015) 405–408.
- [183] EURAMET, Primary Standards and Traceable Measurement Methods for X-ray Emitting Electronic Brachytherapy Devices, (2019–2022), Publishable Summary available at <http://www.ebt-empir.eu/>, 25 November 2020
- [184] HIATT, J.R., RIVARD, M.J., HUGHES, H.G., Simulation evaluation of NIST air-kerma rate calibration standard for electronic brachytherapy, *Med. Phys.* **43** (2016) 1119–1129.
- [185] DELANEY, T.F., et al., Intraoperative dural irradiation by customized (192)iridium and (90)yttrium brachytherapy plaques, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **57** (2003) 239–245.
- [186] ZUCKERMAN, S.L., LIM, J., YAMADA, Y., BILSKY, M.H., LAUFER, I., Brachytherapy in spinal tumors: a systematic review, *World Neurosurg.* **118** (2018) E235–E244.
- [187] NATH, R., et al., Intravascular brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 60, *Med. Phys.* **26** (1999) 119–152.
- [188] ASTRAHAN, M.A., A patch source model for treatment planning of ruthenium ophthalmic applicators, *Med. Phys.* **30** (2003) 1219–1228.
- [189] WILLIAMSON, J., COURSEY, B.M., DeWERD, L.A., HANSON, W.F., NATH, R., Dosimetric prerequisites for routine clinical use of new low energy photon interstitial brachytherapy sources. Recommendations of the American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee. Ad Hoc Subcommittee of the Radiation Therapy Committee, *Med. Phys.* **25** (1998) 2269–2270.
- [190] DeWERD, L.A., et al., Procedures for establishing and maintaining consistent air-kerma strength standards for low-energy, photon-emitting brachytherapy sources: recommendations of the Calibration Laboratory Accreditation Subcommittee of the American Association of Physicists in Medicine, *Med. Phys.* **31** (2004) 675–681.
- [191] SELTZER, S.M., BERGSTROM, P.M., Jr., Changes in the U.S. Primary Standards for the Air kerma from gamma-ray beams, *J. Res. Natl. Inst. Stand. Technol.* **108** (2003) 359–381.

- [192] SHEN, H., CULBERSON, W.S., ROSS, C.K., Technical Note: An investigation of polarity effects for wide-angle free-air chambers, *Med. Phys.* **43** (2016) 4106–4112.
- [193] SELBACH, H.J., KRAMER, H.M., CULBERSON, W.S., Realization of reference air-kerma rate for low-energy photon sources, *Metrologia* **45** (2008) 422–428.
- [194] BOHM, J., SCHNEIDER, U., Review of extrapolation chamber measurements of beta-rays and low-energy X-rays, *Radiat. Prot. Dosimetry* **14** (1986) 193–198.
- [195] AUBINEAU-LANIECE, I., et al., LNE-LNHB air-kerma and absorbed dose to water primary standards for low dose-rate I-125 brachytherapy sources, *Metrologia* **49** (2012) S189–S192.
- [196] ROSSITER, M.J., WILLIAMS, T.T., BASS, G.A., Air kerma rate calibration of small sources of Co-60, Cs-137, Ra-226 and Ir-192, *Phys. Med. Biol.* **36** (1991) 279–284.
- [197] SEPHTON, J.P., et al., Calibration of the NPL secondary standard radionuclide calibrator for Ir-192 brachytherapy sources, *Phys. Med. Biol.* **38** (1993) 1157–1164.
- [198] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and dose ratemeters and for determining their response as a function of photon energy, Part 1: characteristics of the radiations and their methods of production, ISO 4037, Geneva (1993).
- [199] VERHAEGEN, F., VANDIJK, E., THIERENS, H., AALBERS, A., SEUNTJENS, J., Calibration of low activity Ir-192 brachytherapy sources in terms of reference air kerma rate with large volume spherical ionization chambers, *Phys. Med. Biol.* **37** (1992) 2071–2082.
- [200] PIERMATTEI, A., AZARIO, L., Applications of the Italian protocol for the calibration of brachytherapy sources, *Phys. Med. Biol.* **42** (1997) 1661–1669.
- [201] ОБОРИН А.В., ТРОФИМЧУК С.Г., ВИЛЛЕВАЛЬДЕ А.Ю., ЯКОВЕНКО А.А., Измерение мощности кермы в воздухе от микроисточников медицинского назначения на основе радонуклида I-125, «Медицинская физика», **71** (2016) 40–48.
- [202] ВИЛЛЕВАЛЬДЕ А.Ю., ОБОРИН А.В., ТРОФИМЧУК С.Г., Метрологическое обеспечение дозиметрических измерений в брахитерапии, «Украинский метрологический журнал» (2017).
- [203] GOETSCH, S.J., ATTIX, F.H., PEARSON, D.W., THOMADSEN, B.R., Calibration of Ir-192 high-dose-rate afterloading systems, *Med. Phys.* **18** (1991) 462–467.
- [204] STUMP, K.E., DeWERD, L.A., MICKA, J.A., ANDERSON, D.R., Calibration of new high dose rate <sup>192</sup>Ir sources, *Med. Phys.* **29** (2002) 1483–1488.
- [205] MAINEGRA-HING, E., ROGERS, D.W., On the accuracy of techniques for obtaining the calibration coefficient NK of <sup>192</sup>Ir HDR brachytherapy sources, *Med. Phys.* **33** (2006) 3340–3347.
- [206] KUMAR, S., SRINIVASAN, P., SHARMA, S.D., SUBBAIAH, K.V., MAYYA, Y.S., Evaluation of scatter contribution and distance error by iterative methods for strength determination of HDR Ir-192 brachytherapy source, *Med. Dosim.* **35** (2010) 230–237.
- [207] KUMAR, S., SRINIVASAN, P., SHARMA, S.D., MAYYA, Y.S., A simplified analytical approach to estimate the parameters required for strength determination of HDR Ir-192 brachytherapy sources using a Farmer-type ionization chamber, *Appl. Radiat. Isotopes*. **7** (2012) 282–289.



- [208] SELBACH, H.J., New calibration device for  $^{192}\text{Ir}$  and  $^{60}\text{Co}$ -brachytherapy radiation sources [In German]. Tagungsband der 37. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik e.V, (2006).
- [209] BÜERMANN, L., KRAMER, H.M., SCHRADER, H., SELBACH, H.J., Activity determination of  $^{192}\text{Ir}$  solid sources by ionization chamber measurements using calculated corrections of self-absorption, Nucl. Instrum. Methods. Phys. Res. A. **339** (1994) 369–376.
- [210] MARECHAL, M.H., FERREIRA, I.H., PEIXOTO, J.G., SIBATA, C.H., DE ALMEIDA, C.E., A method to determine the air kerma calibration factor for thimble ionization chambers used for Ir-192 HDR source calibration, Phys. Medica. **19** (2003) 131–135.
- [211] DI PRINZIO, R., DE ALMEIDA, C.E., Air kerma standard for calibration of well-type chambers in Brazil using Ir-192 HDR sources and its traceability, Med. Phys. **36** (2009) 953–960.
- [212] DOUYSET, G., et al., Comparison of dosimetric standards of USA and France for HDR brachytherapy, Phys. Med. Biol. **50** (2005) 1961–1978.
- [213] DOUYSET, G., GOURIOU, J., DELAUNAY, F., Dose metrology for high dose rate brachytherapy: from the definition of the national standard towards transfer to users [in French], Revue Francaise de Metrologie **2** (2007) 3–10.
- [214] VAN DIJK, E., KOLKMAN-DEURLOO, I.K.K., DAMEN, P.M.G., Determination of the reference air kerma rate for Ir-192 brachytherapy sources and the related uncertainty, Med. Phys. **31** (2004) 2826–2833.
- [215] PETERSEN, J.J., VAN DIJK, E., AALBERS, A., Comparison of methods for derivation of  $^{192}\text{Ir}$  calibration factors for the NE 2561 & 2571 ionisation chambers, Report S-EI-94.01, Utrecht, The Netherlands: NMi Van Swinden Laboratorium (1994).
- [216] PODER, J., et al., High dose rate brachytherapy source measurement intercomparison, Australas. Phys. Eng. Sci. Med. **40** (2017) 377–383.
- [217] BUTLER, D., HAWORTH, A., SANDER, T., TODD, S., Comparison of Ir-192 air kerma calibration coefficients derived at ARPANSA using the interpolation method and at the National Physical Laboratory using a direct measurement, Australas. Phys. Eng. Sci. Med. **31** (2008) 332–338.
- [218] SANDER, T., NUTBROWN, R.F., The NPL air kerma primary standard TH100C for high dose rate  $^{192}\text{Ir}$  brachytherapy sources, NPL Report. DQL-RD 004, National Physical Laboratory, Teddington, UK (2006).
- [219] KUMAR, S., SRINIVASAN, P., SHARMA, S.D., Calibration coefficient of reference brachytherapy ionization chamber using analytical and Monte Carlo methods, Appl. Radiat. Isot. **68** (2010) 1108–1115.
- [220] CHU, W.H., YUAN, M.C., LEE, J.H., LIN, Y.C., Reference air kerma rate calibration system for high dose rate Ir-192 brachytherapy sources in Taiwan, Rad. Phys. Chem. **140** (2017) 361–364.
- [221] KIM, Y., YI, C.Y., KIM, I.J., SEONG, Y.M., Changes of KRISS primary standards by implementing ICRU 90 recommendation, J. Korean Phys. Soc. **78** (2021) 842–848.
- [222] SCHNEIDER, T., SELBACH, H.J., Realisation of the absorbed dose to water for I-125 interstitial brachytherapy sources, Radiother. Oncol. **100** (2011) 442–445.

- [223] SCHNEIDER, T., A method to determine the water kerma in a phantom for x-rays with energies up to 40 keV, *Metrologia* **46** (2009) 95–100.
- [224] SCHNEIDER, T., A robust method for determining the absorbed dose to water in a phantom for low-energy photon radiation, *Phys. Med. Biol.* **56** (2011) 3387–3402.
- [225] TONI, M.P., et al., Direct determination of the absorbed dose to water from I-125 low dose-rate brachytherapy seeds using the new absorbed dose primary standard developed at ENEA-INMRI, *Metrologia* **49** (2012) S193–S197.
- [226] MALIN, M.J., PALMER, B.R., DeWERD, L.A., Absolute measurement of LDR brachytherapy source emitted power: Instrument design and initial measurements, *Med. Phys.* **43** (2016) 796–806.
- [227] STUMP, K.E., DeWERD, L.A., RUDMAN, D.A., SCHIMA, S.A., Active radiometric calorimeter for absolute calibration of radioactive sources, *Rev. Sci. Instrum.* **76** (2005) 033504.
- [228] KRAUSS, A., The PTB water calorimeter for the absolute determination of absorbed dose to water in Co-60 radiation, *Metrologia* **43** (2006) 259–272.
- [229] BAMBYNEK, M., KRAUSS, A., Determination of absorbed dose to water for <sup>192</sup>Ir HDR brachytherapy sources in near-field geometry, ed. PTB report: advanced metrology for cancer therapy, Proc. Int. Conf. Braunschweig, KAPSCH, R.P., PTB-Dos-56. Braunschweig, Germany: PTB (2011).
- [230] DE PREZ, L.A., DE POOTER, J.A., Development of the VSL water calorimeter as a primary standard for absorbed dose to water measurements for HDR brachytherapy sources, ed. PTB report: advanced metrology for cancer therapy, Proc. Int. Conf. Braunschweig, KAPSCH, R.P., PTB-Dos-56. Braunschweig, Germany: PTB (2011).
- [231] GUERRA, A.S., et al., A standard graphite calorimeter for dosimetry in brachytherapy with high dose rate Ir-192 sources, *Metrologia* **49** (2012) S179–S183.
- [232] SANDER, T., et al., NPL's new absorbed dose standard for the calibration of HDR Ir-192 brachytherapy sources, *Metrologia* **49** (2012) S184–S188.
- [233] SELBACH, H.J., et al., Corrigendum: Experimental determination of the dose rate constant for selected I-125- and Ir-192-brachytherapy sources (2012 *Metrologia* 49 S219–22), *Metrologia* **51** (2014) 127.
- [234] SELBACH, H.J., et al., Experimental determination of the dose rate constant for selected I-125- and Ir-192-brachytherapy sources, *Metrologia* **49** (2012) S219–S222.
- [235] AUSTERLITZ, C., et al., Determination of absorbed dose in water at the reference point  $D(r_0, \theta_0)$  for an Ir-192 HDR brachytherapy source using a Fricke system, *Med. Phys.* **35** (2008) 5360–5365.
- [236] EL GAMAL, I., COJOCARU, C., MAINEGRA-HING, E., McEWEN, M., The Fricke dosimeter as an absorbed dose to water primary standard for Ir-192 brachytherapy, *Phys. Med. Biol.* **60** (2015) 4481–4495.
- [237] FRANCO, L., GAVAZZI, S., COELHO, M., DE ALMEIDA, C.E., Determination of the Fricke G Value for HDR <sup>192</sup>Ir Sources Using Ionometric Measurements, (Standards, applications and quality assurance in medical radiation dosimetry (IDOS) - Proceedings of an International Symposium, Vienna, 9–12 November 2010), Vol. 1, IAEA, 111–119.

- [238] McEWEN, M., GAMAL, I., MAINEGRA-HING, E., COJOCARU, C., Determination of the radiation chemical yield (G) for the Fricke chemical dosimetry system in photon and electron beams, Report NRC-PIRS-1980, Ionizing Radiation Standards, National Research Council Canada, Ottawa, Canada (2014).
- [239] DE ALMEIDA, C.E., et al., A feasibility study of Fricke dosimetry as an absorbed dose to water standard for Ir-192 HDR sources, *Plos One* **9** (2014) e115155.
- [240] SALATA, C., et al., Validating Fricke dosimetry for the measurement of absorbed dose to water for HDR Ir-192 brachytherapy: a comparison between primary standards of the LCR, Brazil, and the NRC, Canada, *Phys. Med. Biol.* **63** (2018) 085004.
- [241] HANSEN, J.B., CULBERSON, W.S., DeWERD, L.A., Windowless extrapolation chamber measurement of surface dose rate from a Sr-90/Y-90 ophthalmic applicator, *Radiat. Meas.* **108** (2018) 34–40.
- [242] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, *Clinical Dosimetry – Beta radiation sources for brachytherapy*, Geneva (2009).
- [243] SOARES, C.G., HALPERN, D.G., WANG, C.K., Calibration and characterization of beta-particle sources for intravascular brachytherapy, *Med. Phys.* **25** (1998) 339–346.
- [244] DINSMORE, M., et al., A new miniature x-ray source for interstitial radiosurgery: device description, *Med. Phys.* **23** (1996) 45–52.
- [245] DOUGLAS, R.M., et al., Dosimetric results from a feasibility study of a novel radiosurgical source for irradiation of intracranial metastases, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **36** (1996) 443–450.
- [246] BEATTY, J., et al., A new miniature x-ray device for interstitial radiosurgery: dosimetry, *Med. Phys.* **23** (1996) 53–62.
- [247] ARMOOGUM, K.S., PARRY, J.M., SOULIMAN, S.K., SUTTON, D.G., MACKAY, C.D., Functional intercomparison of intraoperative radiotherapy equipment - Photon Radiosurgery System, *Radiat. Oncol.* **2** (2007) 11.
- [248] SCHNEIDER, T., SELBACH, H.J., ROUIJAA, M., Absolute dosimetry for brachytherapy with the Intrabeam® miniature X-ray devices, *Radiation Oncol.* **96** (2010) S573.
- [249] EATON, D.J., Quality assurance and independent dosimetry for an intraoperative x-ray device, *Med. Phys.* **39** (2012) 6908–6920.
- [250] SCHNEIDER, F., et al., A novel device for intravaginal electronic brachytherapy, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **74** (2009) 1298–1305.
- [251] WENZ, F., et al., Kypho-IORT - a novel approach of intraoperative radiotherapy during kyphoplasty for vertebral metastases, *Radiat. Oncol.* **5** (2010) Article number 11.
- [252] SCHNEIDER, F., et al., Development of a novel method for intraoperative radiotherapy during kyphoplasty for spinal metastases (Kypho-Iort), *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **81** (2011) 1114–1119.
- [253] RIVARD, M.J., DAVIS, S.D., DeWERD, L.A., RUSCH, T.W., AXELROD, S., Calculated and measured brachytherapy dosimetry parameters in water for the Xofigo X-Ray Source: an electronic brachytherapy source, *Med. Phys.* **33** (2006) 4020–4032.
- [254] LIU, D., et al., Spectroscopic characterization of a novel electronic brachytherapy system, *Phys. Med. Biol.* **53** (2008) 61–75.

- [255] MEHTA, V.K., et al., Experience with an electronic brachytherapy technique for intracavitary accelerated partial breast irradiation, *Am. J Clin. Oncol. - Cancer Clinical Trials* **33** (2010) 327–335.
- [256] DICKLER, A., Xoft Axxent® electronic brachytherapy - a new device for delivering brachytherapy to the breast, *Nat. Clin. Pract. Oncol.* **6** (2009) 138–142.
- [257] DICKLER, A., et al., A dosimetric comparison of Xoft Axxent electronic brachytherapy and iridium-192 high-dose-rate brachytherapy in the treatment of endometrial cancer, *Brachytherapy* **7** (2008) 351–354.
- [258] RONG, Y., WELSH, J.S., Surface applicator calibration and commissioning of an electronic brachytherapy system for nonmelanoma skin cancer treatment, *Med. Phys.* **37** (2010) 5509–5517.
- [259] RICHARDSON, S., GARCIA-RAMIREZ, J., LU, W., MYERSON, R.J., PARIKH, P., Design and dosimetric characteristics of a new endocavitary contact radiotherapy system using an electronic brachytherapy source, *Med. Phys.* **39** (2012) 6838–6846.
- [260] CROCE, O., et al., Contact radiotherapy using a 50 kV X-ray system: Evaluation of relative dose distribution with the Monte Carlo code PENELOPE and comparison with measurements, *Rad. Phys. Chem.* **81** (2012) 609–617.
- [261] GERARD, J.P., et al., A brief history of contact X-ray brachytherapy 50 kVp, *Cancer Radiother.* **24** (2020) 222–225.
- [262] IBANEZ-ROSELLO, B., et al., Failure mode and effects analysis of skin electronic brachytherapy using Esteya (R) unit, *J. Contemp. Brachytherapy* **8** (2016) 518–524.
- [263] GARCIA-MARTINEZ, T., CHAN, J.P., J.P.C., BALLESTER, F., Dosimetric characteristics of a new unit for electronic skin brachytherapy, *J. Contemp. Brachytherapy* **6** (2014) 45–53.
- [264] MA, C.M., et al., AAPM protocol for 40–300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology, *Med. Phys.* **28** (2001) 868–893.
- [265] CULBERSON, W.S., et al., Dose-rate considerations for the INTRABEAM electronic brachytherapy system: Report from the American association of physicists in medicine task group no. 292, *Med. Phys.* **47** (2020) e913–e919.
- [266] LAMPERTI, P.J., WYCKOFF, H.O., NBS Free-Air Chamber for Measurement of 10 to 60 Kv X Rays, *J. Res. Natl. Bur. Stand. C Eng. Instrum.* **69C** (1965) 39–47.
- [267] ABUDRA'A, A., et al., Dosimetry formalism and calibration procedure for electronic brachytherapy sources in terms of absorbed dose to water, *Phys. Med. Biol.* **65** (2020) 145006.
- [268] WATSON, P.G.F., POPOVIC, M., SEUNTJENS, J., Determination of absorbed dose to water from a miniature kilovoltage x-ray source using a parallel-plate ionization chamber, *Phys. Med. Biol.* **63** (2018) 015016.
- [269] WATSON, P.G.F., BEKERAT, H., PAPACONSTADOPOULOS, P., DAVIS, S., SEUNTJENS, J., An investigation into the INTRABEAM miniature x-ray source dosimetry using ionization chamber and radiochromic film measurements, *Med. Phys.* **45** (2018) 4274–4286.
- [270] SCHNEIDER, T., RADECK, D., ŠOLC, J., Development of a new primary standard for the realization of the absorbed dose to water for electronic brachytherapy X-ray sources, *Brachytherapy* **15** (2016) S27–S28.

- [271] MORRISON, H., MENON, G., SLOBODA, R.S., Radiochromic film calibration for low-energy seed brachytherapy dose measurement, *Med. Phys.* **41** (2014) 072101.
- [272] SMITH, B.R., MICKA, J.A., AIMA, M., DeWERT, L.A., CULBERSON, W.S., Air-kerma strength determination of an HDR  $^{192}\text{Ir}$  source including a geometric sensitivity study of the seven-distance method, *Med. Phys.* **44** (2017) 311–320.
- [273] HEILEMANN, G., NESVACIL, N., BLAICKNER, M., KOSTIUKHINA, N., GEORG, D., Multidimensional dosimetry of  $^{106}\text{Ru}$  eye plaques using EBT3 films and its impact on treatment planning, *Med. Phys.* **42** (2015) 5798–5808.
- [274] HERMIDA-LOPEZ, M., BRUALLA, L., Absorbed dose distributions from ophthalmic  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  plaques measured in water with radiochromic film, *Med. Phys.* **45** (2018) 1699–1707.
- [275] PALMER, A.L., BRADLEY, D.A., NISBET, A., Dosimetric audit in brachytherapy, *Br. J. Radiol.* **87** (2014) 20140105.
- [276] PALMER, A.L., LEE, C., RATCLIFFE, A.J., BRADLEY, D., NISBET, A., Design and implementation of a film dosimetry audit tool for comparison of planned and delivered dose distributions in high dose rate (HDR) brachytherapy, *Phys. Med. Biol.* **58** (2013) 6623–6640.
- [277] CHIUTSAO, S.T., ANDERSON, L.L., Thermoluminescent dosimetry for Pd-103 seeds (model 200) in solid water phantom, *Med Phys.* **18** (1991) 449–452.
- [278] KIROV, A., WILLIAMSON, J.F., MEIGOONI, A.S., ZHU, Y., TLD, diode and Monte Carlo dosimetry of an  $^{192}\text{Ir}$  source for high dose-rate brachytherapy, *Phys. Med. Biol.* **40** (1995) 2015–2036.
- [279] KARAISKOS, P., et al., Monte Carlo and TLD dosimetry of an  $^{192}\text{Ir}$  high dose-rate brachytherapy source, *Med. Phys.* **25** (1998) 1975–1984.
- [280] MEIGOONI, A.S., SOWARDS, K., SOLDANO, M., Dosimetric characteristics of the InterSource (103) palladium brachytherapy source, *Med. Phys.* **27** (2000) 1093–1100.
- [281] DeWERT, L.A., LIANG, Q., REED, J.L., CULBERSON, W.S., The use of TLDs for brachytherapy dosimetry, *Radiat. Meas.* **71** (2014) 276–281.
- [282] PIESENS, M., REYNAERT, N., Verification of absolute dose rates for intravascular brachytherapy beta sources, *Phys. Med. Biol.* **45** (2000) 2219–2231.
- [283] REFT, C.S., KUCHNIR, F.T., ROSENBERG, I., MYRIANTHOPOULOS, L.C., Dosimetry of Sr-90 ophthalmic applicators, *Med. Phys.* **17** (1990) 641–646.
- [284] BINDER, W., CHIARI, A., AINGINGER, H., Determination of the dose distribution of an ophthalmic Ru-106 irradiator with TLDs and an eye phantom, *Radiat. Prot. Dosimetry* **34** (1990) 275–278.
- [285] SIDDLE, D., LANGMACK, K., Calibration of strontium-90 eye applicator using a strontium external beam standard, *Phys. Med. Biol.* **44** (1999) 1597–1608.
- [286] KAPP, K.S., STUECKLSCHWEIGER, G.F., KAPP, D.S., HACKL, A.G., Dosimetry of intracavitary placements for uterine and cervical-carcinoma - results of orthogonal film, TLD, and CT-assisted techniques, *Radiother. Oncol.* **24** (1992) 137–146.
- [287] TOYE, W., et al., An in vivo investigative protocol for HDR prostate brachytherapy using urethral and rectal thermoluminescence dosimetry, *Radiother. Oncol.* **91** (2009) 243–248.

- [288] RAFFI, J.A., et al., Determination of exit skin dose for Ir-192 intracavitary accelerated partial breast irradiation with thermoluminescent dosimeters, *Med. Phys.* **37** (2010) 2693–2702.
- [289] ROUE, A., VENSELAAR, J.L.M., FERREIRA, I.H., BRIDIER, A., VAN DAM, J., Developments of a TLD mailed system for remote dosimetry audit for Ir-192 HDR and PDR sources, *Radiother. Oncol.* **83** (2007) 86–93.
- [290] PALMER, A.L., BRADLEY, D.A., NISBET, A., Improving quality assurance of HDR brachytherapy: verifying agreement between planned and delivered dose distributions using DICOM RTDose and advanced film dosimetry, *Med. Phys.* **41** (2014) 270.
- [291] NUNN, A.A., DAVIS, S.D., MICKA, J.A., DeWERD, L.A., LiF:Mg,Ti TLD response as a function of photon energy for moderately filtered x-ray spectra in the range of 20–250 kVp relative to Co-60, *Med. Phys.* **35** (2008) 1859–1869.
- [292] DAVIS, S.D., et al., The response of LiF thermoluminescence dosimeters to photon beams in the energy range from 30 kV X rays to Co-60 gamma rays, *Radiat. Prot. Dosimetry* **106** (2003) 33–43.
- [293] TEDGREN, A.C., HEDMAN, A., GRINDBORG, J.E., CARLSSON, G.A., Response of LiF:Mg,Ti thermoluminescent dosimeters at photon energies relevant to the dosimetry of brachytherapy (< 1 MeV), *Med. Phys.* **38** (2011) 5539–5550.
- [294] TEDGREN, A.C., ELIA, R., HEDTJARN, H., OLSSON, S., CARLSSON, G.A., Determination of absorbed dose to water around a clinical HDR Ir-192 source using LiF:Mg,Ti TLDs demonstrates an LET dependence of detector response, *Med. Phys.* **39** (2012) 1133–1140.
- [295] RODRIGUEZ, M., ROGERS, D.W.O., Effect of improved TLD dosimetry on the determination of dose rate constants for I-125 and Pd-103 brachytherapy seeds, *Med. Phys.* **41** (2014) 114301.
- [296] HAWORTH, A., et al., Comparison of TLD calibration methods for Ir-192 dosimetry, *J. Appl. Clin. Medical Phys.* **14** (2013) 258–272.
- [297] RUSTGI, S.N., Application of a diamond detector to brachytherapy dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 2085–2094.
- [298] NAKANO, T., et al., High dose-rate brachytherapy source localization: positional resolution using a diamond detector, *Phys. Med. Biol.* **48** (2003) 2133–2146.
- [299] LAMBERT, J., et al., In vivo dosimeters for HDR brachytherapy: A comparison of a diamond detector, MOSFET, TLD, and scintillation detector, *Med. Phys.* **34** (2007) 1759–1765.
- [300] ROSSI, G., et al., Monte Carlo and experimental high dose rate Ir-192 brachytherapy dosimetry with microdiamond detectors, *Z. Med. Phys.* **29** (2019) 272–281.
- [301] ROSSI, G., GAINEY, M., KOLLEFRATH, M., HOFMANN, E., BALTAS, D., Suitability of the microDiamond detector for experimental determination of the anisotropy function of high dose rate <sup>192</sup>Ir brachytherapy sources, *Med. Phys.* **47** (2020) 5838–5851.
- [302] KAVECKYTE, V., MALUSEK, A., BENMAKHLLOUF, H., CARLSSON, G.A., TEDGREN, A.C., Suitability of microDiamond detectors for the determination of absorbed dose to water around high-dose-rate Ir-192 brachytherapy sources, *Med. Phys.* **45** (2018) 429–437.

- [303] KAMPFER, S., CHO, N., COMBS, S.E., WILKENS, J.J., Dosimetric characterization of a single crystal diamond detector in X-ray beams for preclinical research, *Z. Med. Phys.* **28** (2018) 303–309.
- [304] KAVECKYTE, V., et al., Investigation of a synthetic diamond detector response in kilovoltage photon beams, *Med. Phys.* **47** (2020) 1268–1279.
- [305] GARCIA YIP, F., et al., Characterization of small active detectors for electronic brachytherapy dosimetry, *J. Instrum.* **17** (2022) P03001.
- [306] SAINI, A.S., ZHU, T.C., Energy dependence of commercially available diode detectors for in-vivo dosimetry, *Med. Phys.* **34** (2007) 1704–1711.
- [307] ARBER, J.M., SHARPE, P.H.G., Fading characteristics of irradiated alanine pellets - the importance of preirradiation conditioning, *Appl. Radiat. Isot.* **44** (1993) 19–22.
- [308] SHARPE, P.H.G., RAJENDRAN, K., SEPHTON, J.P., Progress towards an alanine/ESR therapy level reference dosimetry service at NPL, *Appl. Radiat. Isot.* **47** (1996) 1171–1175.
- [309] ANTON, M., Uncertainties in alanine/ESR dosimetry at the Physikalisch-Technische Bundesanstalt, *Phys. Med. Biol.* **51** (2006) 5419–5440.
- [310] ZENG, G.G., MCCAFFREY, J.P., The response of alanine to a 150 keV X-ray beam, *Rad. Phys. Chem.* **72** (2005) 537–540.
- [311] WALDELAND, E., HOLE, E.O., SAGSTUEN, E., MALINEN, E., The energy dependence of lithium formate and alanine EPR dosimeters for medium energy x rays, *Med. Phys.* **37** (2010) 3569–3575.
- [312] WALDELAND, E., MALINEN, E., Review of the dose-to-water energy dependence of alanine and lithium formate EPR dosimeters and LiF TL-dosimeters - Comparison with Monte Carlo simulations, *Radiat. Meas.* **46** (2011) 945–951.
- [313] ANTON, M., BUERMANN, L., Relative response of the alanine dosimeter to medium energy x-rays, *Phys. Med. Biol.* **60** (2015) 6113–6129.
- [314] SCHAEKEN, B., CUYPERS, R., GOOSSENS, J., VAN DEN WEYNGAERT, D., VERELLEN, D., Experimental determination of the energy response of alanine pellets in the high dose rate  $^{192}\text{Ir}$  spectrum, *Phys. Med. Biol.* **56** (2011) 6625–6634.
- [315] ANTON, M., HACKEL, T., ZINK, K., VON VOIGTS-RHETZ, P., SELBACH, H.J., Response of the alanine/ESR dosimeter to radiation from an Ir-192 HDR brachytherapy source, *Phys. Med. Biol.* **60** (2015) 175–193.
- [316] WAGNER, D., HERMANN, M., HILLE, A., In vivo dosimetry with alanine/electron spin resonance dosimetry to evaluate the urethra dose during high-dose-rate brachytherapy, *Brachytherapy* **16** (2017) 815–821.
- [317] OLSSON, S., BERGSTRAND, E.S., CARLSSON, A.K., HOLE, E.O., LUND, E., Radiation dose measurements with alanine/agarose gel and thin alanine films around a  $^{192}\text{Ir}$  brachytherapy source, using ESR spectroscopy, *Phys. Med. Biol.* **47** (2002) 1333–1356.
- [318] TIEN, C.J., EBELING, R., III, HIATT, J.R., CURRAN, B., STERNICK, E., Optically stimulated luminescent dosimetry for high dose rate brachytherapy, *Front Oncol.* **2** (2012) 91.
- [319] SHARMA, R., JURSNIC, P.A., In vivo measurements for high dose rate brachytherapy with optically stimulated luminescent dosimeters, *Med. Phys.* **40** (2013) 071730.

- [320] CASEY, K.E., et al., Development and implementation of a remote audit tool for high dose rate (HDR) Ir-192 brachytherapy using optically stimulated luminescence dosimetry, *Med. Phys.* **40** (2013) 112102.
- [321] MIZUNO, H., et al., Application of a radiophotoluminescent glass dosimeter to nonreference condition dosimetry in the postal dose audit system, *Med. Phys.* **41** (2014) 112104.
- [322] MIZUNO, H., et al., Feasibility study of glass dosimeter postal dosimetry audit of high-energy radiotherapy photon beams, *Radiother. Oncol.* **86** (2008) 258–263.
- [323] WESOŁOWSKA, P.E., et al., Characterization of three solid state dosimetry systems for use in high energy photon dosimetry audits in radiotherapy, *Radiat. Meas.* **106** (2017) 556–562.
- [324] RAH, J.E., et al., A comparison of the dosimetric characteristics of a glass rod dosimeter and a thermoluminescent dosimeter for mailed dosimeter, *Radiat. Meas.* **44** (2009) 18–22.
- [325] IZEWSKA, J., BOKULIC, T., KAZANTSEV, P., WESOŁOWSKA, P., VAN DER MERWE, D., 50 Years of the IAEA/WHO postal dose audit programme for radiotherapy: what can we learn from 13756 results?, *Acta Oncol.* **59** (2020) 495–502.
- [326] HASHIMOTO, S., NAKAJIMA, Y., KADOYA, N., ABE, K., KARASAWA, K., Energy dependence of a radiophotoluminescent glass dosimeter for HDR Ir-192 brachytherapy source, *Med. Phys.* **46** (2019) 964–972.
- [327] HSU, S.M., et al., Clinical application of radiophotoluminescent glass dosimeter for dose verification of prostate HDR procedure, *Med. Phys.* **35** (2008) 5558–5564.
- [328] NOSE, T., et al., In vivo dosimetry of high-dose-rate brachytherapy: Study on 61 head-and-neck cancer patients using radiophotoluminescence glass dosimeter, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **61** (2005) 945–953.
- [329] KRON, T., METCALFE, P., POPE, J.M., Investigation of the tissue equivalence of gels used for NMR dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **38** (1993) 139–150.
- [330] PANTELIS, E., et al., Polymer gel water equivalence and relative energy response with emphasis on low photon energy dosimetry in brachytherapy, *Phys. Med. Biol.* **49** (2004) 3495–3514.
- [331] SELLAKUMAR, P., SAMUEL, E.J.J., SUPE, S.S., Water equivalence of polymer gel dosimeters, *Rad. Phys. Chem.* **76** (2007) 1108–1115.
- [332] BALDOCK, C., et al., Polymer gel dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **55** (2010) R1–R63.
- [333] FARHOOD, B., GERALDY, G., ABTAHI, S.M.M., A systematic review of clinical applications of polymer gel dosimeters in radiotherapy, *Appl. Radiat. Isot.* **143** (2019) 47–59.
- [334] MACDOUGALL, N., PITCHFORD, W.G., SMITH, M.A., A systematic review of the precision and accuracy of dose measurements in photon radiotherapy using polymer and Fricke MRI gel dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **47** (2002) R107–R121.
- [335] SCHREINER, L.J., Review of Fricke gel dosimeters, *J. Phys. Conf. Ser.* **3** (2004) 9.
- [336] SCHREINER, L.J., True 3D chemical dosimetry (gels, plastics): Development and clinical role, *J. Phys. Conf. Ser.* **573** (2015) 012003.
- [337] WATANABE, Y., et al., Dose distribution verification in high-dose-rate brachytherapy using a highly sensitive normoxic N-vinylpyrrolidone polymer gel dosimeter, *Phys. Med.* **57** (2019) 72–79.



- [338] TACHIBANA, H., et al., End-to-end delivery quality assurance of computed tomography-based high-dose-rate brachytherapy using a gel dosimeter, *Brachytherapy* **19** (2020) 362–371.
- [339] SENKESEN, O., TEZCANLI, E., BUYUKSARAC, B., OZBAY, I., Comparison of 3D dose distributions for HDR Ir-192 brachytherapy sources with normoxic polymer gel dosimetry and treatment planning system, *Med. Dosim.* **39** (2014) 266–271.
- [340] PAPPAS, E., KARAIKOS, P., ZOURARI, K., PEPPA, V., PAPAGIANNIS, P., An experimental commissioning test of brachytherapy MBDCa dosimetry, based on a commercial radiochromic Gel/optical CT system, *Med. Phys.* **42** (2015) 3536.
- [341] OE, A., NEMOTO, M., MIYAZAWA, M., SAHADE, D.A., HAMADA, T., Spatial dose distribution analysis of Co-60 HDR brachytherapy of cervical cancer using an AQUAJoint (R)-based VIPET polymer gel dosimeter, *J. Phys. Conf. Ser.* **1305** (2019) 012052.
- [342] FAZLI, Z., SADEGHI, M., ZAHMATKESH, M.H., MAHDAVI, S.R., TENREIRO, C., Dosimetric comparison between three dimensional treatment planning system, Monte Carlo simulation and gel dosimetry in nasopharynx phantom for high dose rate brachytherapy, *J. Cancer Res. Ther.* **9** (2013) 402–409.
- [343] EGUCHI, K., et al., A verification of high-dose-rate brachytherapy dose distributions for prostate cancer with a VIPET polymer gel dosimeter, *Med. Phys.* **45** (2018) e238.
- [344] ADINEHVAND, K., RAHATABAD, F.N., Monte-Carlo based assessment of MAGIC, MAGICAUG, PAGATUG and PAGATAUG polymer gel dosimeters for ovaries and uterus organ dosimetry in brachytherapy, nuclear medicine and Tele-therapy, *Comput. Meth. Prog. Bio.* **159** (2018) 37–50.
- [345] PAPPAS, E.P., PEPPA, V., HOURDAKIS, C.J., KARAIKOS, P., PAPAGIANNIS, P., On the use of a novel ferrous Xylenol-orange gelatin dosimeter for HDR brachytherapy commissioning and quality assurance testing, *Phys. Med.* **45** (2018) 162–169.
- [346] NASR, A.T., SCHREINER, L.J., MCAULEY, K.B., Mathematical modeling of the response of polymer gel dosimeters to HDR and LDR brachytherapy radiation, *Macromol. Theor. Simul.* **21** (2012) 36–51.
- [347] SATO, R., DE ALMEIDA, A., MOREIRA, M.V., Cs-137 source dose distribution using the Fricke Xylenol gel dosimetry, *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. B.* **267** (2009) 842–845.
- [348] AZMA, Z., JABERI, R., AGHAMIRI, M.R., ZAHMATKESH, M.H., Investigation of ruthenium-106 beta emitter eye plaques with X-ray CT PAGAT gel dosimetry, *Radiother. Oncol.* **91** (2009) S43.
- [349] AMIN, M.N., et al., A comparison of polyacrylamide gels and radiochromic film for source measurements in intravascular brachytherapy, *Br. J. Radiol.* **76** (2003) 824–831.
- [350] DEBNATH, S.B.C., et al., High resolution small-scale inorganic scintillator detector: HDR brachytherapy application, *Med. Phys.* **48** (2021) 1485–1496.
- [351] KIROV, A.S., et al., Towards two-dimensional brachytherapy dosimetry using plastic scintillator: New highly efficient water equivalent plastic scintillator materials, *Med. Phys.* **26** (1999) 1515–1523.
- [352] KERTZSCHER, G., BEDDAR, S., Inorganic scintillation detectors for Ir-192 brachytherapy, *Phys. Med. Biol.* **64** (2019) 225018.

- [353] LAMBERT, J., MCKENZIE, D.R., LAW, S., ELSEY, J., SUCHOWERSKA, N., A plastic scintillation dosimeter for high dose rate brachytherapy, *Phys. Med. Biol.* **51** (2006) 5505–5516.
- [354] ROSALES, H.M.L., ARCHAMBAULT, L., BEDDAR, S., BEAULIEU, L., Dosimetric performance of a multipoint plastic scintillator dosimeter as a tool for real-time source tracking in high dose rate  $^{192}\text{Ir}$  brachytherapy, *Med. Phys.* **47** (2020) 4477–4490.
- [355] ROSALES, H.M.L., DUGUAY-DROUIN, P., ARCHAMBAULT, L., BEDDAR, S., BEAULIEU, L., Optimization of a multipoint plastic scintillator dosimeter for high dose rate brachytherapy, *Med. Phys.* **46** (2019) 2412–2421.
- [356] SUCHOWERSKA, N., et al., Clinical trials of a urethral dose measurement system in brachytherapy using scintillation detectors, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **79** (2011) 609–615.
- [357] THERRIAULT-PROULX, F., BEAULIEU, L., BEDDAR, S., Validation of plastic scintillation detectors for applications in low-dose-rate brachytherapy, *Brachytherapy* **16** (2017) 903–909.
- [358] RIVARD, M.J., VENSELAAR, J.L., BEAULIEU, L., The evolution of brachytherapy treatment planning, *Med. Phys.* **36** (2009) 2136–2153.
- [359] BEAULIEU, L., et al., Report of the Task Group 186 on model-based dose calculation methods in brachytherapy beyond the TG-43 formalism: current status and recommendations for clinical implementation, *Med. Phys.* **39** (2012) 6208–6236.
- [360] BALLESTER, F., et al., A generic high-dose rate ( $^{192}\text{Ir}$ ) brachytherapy source for evaluation of model-based dose calculations beyond the TG-43 formalism, *Med. Phys.* **42** (2015) 3048–3061.
- [361] SLOBODA, R.S., MORRISON, H., CAWSTON-GRANT, B., MENON, G.V., A brief look at model-based dose calculation principles, practicalities, and promise, *J. Contemp. Brachytherapy* **9** (2017) 79–88.
- [362] RIVARD, M.J., BEAULIEU, L., MOURTADA, F., Enhancements to commissioning techniques and quality assurance of brachytherapy treatment planning systems that use model-based dose calculation algorithms, *Med. Phys.* **37** (2010) 2645–2658.
- [363] BENTLEY, R.E., NATIONAL MEASUREMENT INSTITUTE, Uncertainty in Measurement: the ISO Guide, National Measurement Institute, [Lindfield, N.S.W.] (2005).
- [364] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments, Safety Report Series No. 16, IAEA, Vienna (2000).

## СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

ААФМ	Американская ассоциация физиков в медицине
АЛДК ВУ	аккредитованная лаборатория дозиметрической калибровки Висконсинского университета
АЛДК	аккредитованная лаборатория дозиметрической калибровки
АРПАНСА	Австралийское агентство по радиационной защите и ядерной безопасности
АТМП	Азиатско-тихоокеанская метрологическая программа
ВМД	высокая мощность дозы
ВНИИМ	Всероссийский научно-исследовательский институт метрологии им. Д.И. Менделеева
ВСБТ	внутрисосудистая брахитерапия
ВУ	Висконсинский университет
ГИС	Германский институт стандартизации
ГК	гарантия качества
ДИРАК	Справочник по радиотерапевтическим центрам
ДЛВЭ	дозиметрическая лаборатория вторичных эталонов
ДЛПЭ	дозиметрическая лаборатория первичных эталонов
ДЛТ	дистанционная лучевая терапия
ЕОТРО	Европейское общество радиотерапии и онкологии
ИМД	импульсная мощность дозы
ИМФТ	Институт медицинской физики и техники
ИСО	Международная организация по стандартизации
ИЯЭИ	Институт ядерно-энергетических исследований
КК	контроль качества
КНИМИ	Корейский научно-исследовательский и метрологический институт
ЛПЭ	линейная передача энергии
МБМВ	Международное бюро мер и весов
МКМВ	Международный комитет мер и весов
МКРЕ	Международная комиссия по радиационным единицам и измерениям
МОА	минимальная обнаруживаемая активность
МСИ	Международная система измерений
МЭК	Международная электротехническая комиссия
НИМ	Национальный институт метрологии
НИСТ	Национальный институт стандартов и технологий
НМД	низкая мощность дозы

НМИ	национальный метрологический институт
ННИС	Национальный научно-исследовательский совет
НФЛ	Национальная физическая лаборатория
ОМВК	опорная мощность воздушной кермы
ОСЛ-дозиметр	оптически стимулируемый люминесцентный дозиметр
ПГД	процентная глубинная доза
ПММА	полиметилметакрилат
РИБ	Реестр источников для брахитерапии
РФЛ-дозиметр	радиофотолюминесцентный дозиметр
СВК	сила воздушной кермы
СПЛ	система планирования лечения
ТЛД	термолюминесцентный дозиметр
ЦАИБ	Центр атомных исследований им. Бхабхи
ЧМИ	Чешский метрологический институт
эБТ	электронная брахитерапия
ЭНЕА-INMRI	Итальянское национальное агентство по новым технологиям, энергетике и окружающей среде — Национальный институт метрологии ионизирующих излучений
AIST-NMIJ	Национальный институт передовых промышленных наук и технологий — Национальный институт метрологии Японии
BRAPHYQS	Система гарантии качества в области физики брахитерапии
EURAMET	Европейская ассоциация национальных институтов метрологии
GROVEX	Grossvolumen Extrapolationskammer (плоскопараллельная экстраполяционная камера с большим рабочим объемом)
IROC	Главный центр визуализации и радиационной онкологии
KCDB	база данных ключевых сличений
LAVV	ионизационная камера с большим углом и переменным рабочим объемом
LCR	Лаборатория радиологических наук
LNE-LNHB	Национальная лаборатория метрологии и испытаний — Национальная лаборатория им. Анри Беккереля
PTB	Федеральный физико-технический институт
TG	целевая группа
VAFAC	свободновоздушная камера с переменной апертурой
VSL	Лаборатория им. Ван Свиндена
WAFAC	широкоугольная свободновоздушная камера

## СОСТАВИТЕЛИ И РЕЦЕНЗЕНТЫ

Almeida, C.E.	Государственный университет Рио-де-Жанейро, Бразилия
Bokulic, T.	факультет естественных наук, Загребский университет, Хорватия
Carrara, M.	Международное агентство по атомной энергии
de Pooter, J.	VSL, Национальный институт метрологии, Нидерланды
DeWerd, L.A.	Висконсинский университет, Соединенные Штаты Америки
McEwen, M.	Национальный научно-исследовательский совет, Канада
Rivard, M.J.	Брауновский университет, Соединенные Штаты Америки
Sander, T.	Национальная физическая лаборатория, Соединенное Королевство
Schneider, T.	Федеральный физико-технический институт, Германия
Toroi, P.	Управление по радиационной и ядерной безопасности (СТУК), Финляндия
van der Merwe, D.	Международное агентство по атомной энергии

### Совещания консультантов

Вена, Австрия: 10–14 декабря 2018 года





