

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ПРОТОКОЛОВ АБСОЛЮТНОЙ КАЛИБРОВКИ РЕНТГЕНОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ ПУЧКОВ НИЗКИХ И СРЕДНИХ ЭНЕРГИЙ

В.Н. Васильев, А.Ю. Смыслов, А.А. Коконцев

Российский научный центр рентгенорадиологии Минздрава РФ, Москва

Представлен сравнительный обзор рекомендаций национальных и международных дозиметрических протоколов для абсолютной калибровки рентгенотерапевтических пучков низких и средних энергий с напряжением на трубке от 10 до 300 кВ. Рассмотрены протоколы Американской ассоциации физиков в медицине TG-61, Британского института физики и инженерии в медицине и биологии, Швейцарского общества радиобиологии и медицинской физики, Комиссии по радиационной дозиметрии Нидерландов, а также немецкий протокол DIN 6809 и протокол МАГАТЭ TRS-398. Предлагаемые методы калибровки пучков основаны на измерениях в свободном воздухе или водном (водноэквивалентном) фантоме с помощью ионизационных камер, калиброванных в единицах воздушной кермы или поглощенной дозы в воде. Подробно рассматриваются требования к ионизационным камерам и их рекомендуемые модели, методика измерения слоя половинного ослабления, полнота и точность переходных коэффициентов, поправочных факторов и других справочных данных. Материалы протоколов дополнены результатами исследований, опубликованных после их выхода.

Ключевые слова: киловольтная рентгенотерапия, воздушная керма, поглощенная доза, фантом, слой половинного ослабления

1. Введение

Рентгенотерапия как один из видов дистанционной лучевой терапии остается достаточно распространенным методом лечения онкологических и неонкологических заболеваний. На сегодняшний день в России и мире выпускается аппаратура для реализации рентгенотерапевтического лечения – аппарат “Рентген-ТА 150/10” (Россия) [1], линейка аппаратов фирмы Wolf-Medizintechnik GmbH (Германия) [2], линейка аппаратов Xstrahl (Великобритания) [3], аппараты Sensus (Sensus Healthcare, США) и “Адани” (Белоруссия). Частично оста-

ются в эксплуатации и рентгенотерапевтические аппараты предыдущих лет выпуска [4–10].

Как и для других установок лучевой терапии, ввод нового рентгенотерапевтического аппарата в эксплуатацию требует от медицинского физика выполнения ряда измерений параметров терапевтических пучков, а также распределений поглощенной дозы в стандартных условиях (beam commissioning). Однако, в отличие от терапевтических пучков тормозного излучения высоких энергий, абсолютные и относительные измерения дозы рентгеновского излучения низких и средних энергий имеют ряд особенностей.

Основным инструментом для таких измерений является ионизационная камера с воздушной полостью, сообщающейся с атмосферой. При этом следует отметить, что при энергии фотонов менее 300 кэВ рабочий объем камеры не является полостью Брэгга-Грея: значимая доля вторичных электронов, вызывающих ионизацию, генерируется не в стенке камеры, а при взаимодействии фотонов непосредственно с воздухом в ее полости. Также, с уменьшением энергии фотонов увеличивается вклад фотоэффекта, сечения которого сильно зависят как от энергии, так и от атомного номера материала. В результате в этой области энергий сложнее обеспечить водноэквивалентность материалов, используемых для изготовления твердотельных фантомов. Распределения дозы в объектах облучения имеют высокий градиент, а полости камер при измерениях могут существенно исказить флюенс фотонов. Эффект усреднения отклика по полости камеры также искажает результаты измерений. Перечисленные выше обстоятельства усложняют процедуру дозиметрии рентгеновских пучков и накладывают некоторые специальные требования к конструкции и характеристикам используемых ионизационных камер.

Для стандартизации проведения измерений с учетом особенностей дозиметрии рентгеновского излучения низких и средних энергий разработаны национальные и международные дозиметрические протоколы, включающие дополнительную справочную информацию. Доклад TG-61 [11] подготовлен рабочей группой Американской ассоциации физиков в медицине (AAPM). Британский протокол IPEMB (Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology) [12] был в дальнейшем дополнен приложением [13]. Протокол [14] разработан Швейцарским обществом радиобиологии и медицинской физики (SGSMP), а протокол NCS Report 10 [15] – Комиссией по радиационной дозиметрии Нидерландов. Немецкие протоколы DIN 6809-4 [16] и DIN 6809-5 [17] посвящены дозиметрии рентгеновского излучения соответственно низких и средних энергий. Международный протокол МАГАТЭ TRS-398 [18], являющийся основой клинической дозиметрии терапевтических пучков разного типа, включает разделы по дозиметрии рентгеновского излучения низких и средних энергий. Ниже для краткости ссылки на протоколы будут обозначаться аббревиатурами.

Основной целью данной публикации является подготовка и обсуждение материалов для создания Российского национального протокола по калибровке рентгенотерапевтических пучков низких и средних энергий. Для этого в настоящей работе проведен сравнительный анализ и обзор упомянутых дозиметрических протоколов с точки зрения используемых подходов и полноты справочной информации. Критически проанализированы методики калибровки рентгеновских пучков, основанные на воздушной керме и на поглощенной дозе в воде (absorbed dose to water), реализуемые в воздухе или фантоме. Оценены требования к ионизационным камерам для измерений кермы и дозы, а также рекомендуемые модели камер. Учтены также результаты работ в этой области, опубликованные после выхода из печати анализируемых протоколов. Предварительная оценка протоколов была сделана в докладе [19].

2. Общие замечания

Особенности рассматриваемого диапазона энергий обуславливают ряд соотношений между физическими величинами, оговариваемые в той или иной форме в каждом из протоколов.

В материалах с малым атомным номером доля энергии вторичных электронов g , уносимая за счет радиационных потерь, пренебрежимо мала и для энергий фотонов ниже 300 кэВ составляет менее 0,1 %. В результате коэффициент передачи энергии практически равен коэффициенту поглощения энергии $\mu_{tr} = \mu_{en}$, а ионизационная компонента кермы, обусловленная соударениями, близка к полной керме $K_{cof} \approx K$.

Коэффициент $(W/e)_{air}$, средняя энергия ионообразования в воздухе, считается равным 33,97 Дж/Кл для сухого воздуха. Соответственно, отношение поглощенной дозы в воздухе к экспозиционной дозе равно $0,876 \times 10^{-2}$ Гр/Р.

В приведенных ниже методиках калибровки пучков, определяемых различными протоколами, в показания дозиметра должны быть внесены поправки на давление и температуру воздуха, потери заряда в полости камеры за счет рекомбинации, полярность наложения, подводимого к камере (если оно отличается от использованного при калибровке). Поправка на влажность воздуха считается равной единице,

если влажность в помещении от 20 до 70 % и температура от 15°C до 25°C. Вносимая при этом дополнительная погрешность невелика (<0,1 %), и ей можно пренебречь. Методики определения этих поправок стандартны, описаны во всех протоколах и далее специально не оговариваются. Считается, что в показания дозиметра M , полученные при измерениях кермы или поглощенной дозы, эти стандартные поправки уже внесены.

Как принято в международной литературе, мы используем термин “фактор”, если он является безразмерным, или “коэффициент”, если он имеет размерность.

Энергетической характеристикой рентгеновских пучков является слой их половинного ослабления (СПО) в стандартном материале, дополняемый, где это возможно, значением напряжения на рентгеновской трубке при генерации пучка.

3. Классификация рентгеновского излучения по энергии

В рассматриваемых дозиметрических протоколах имеются некоторые различия в классификации пучков рентгеновского излучения по их энергиям.

В докладе TG-61 рентгеновское излучение делится на два класса: низкоэнергетическое или поверхностное (40–100 кВ) и средних энергий или ортовольтное (100–300 кВ). В немецких протоколах DIN 6809 граничным напряжением генерации также является 100 кВ, однако диапазон напряжений генерации существенно шире – от 10 до 100 кВ для низких энергий и от 100 до 400 кВ – для средних. Протокол Швейцарского общества радиобиологии и медицинской физики дает близкие границы 10–100 и 100–300 кВ соответственно, а доклад Комиссии по радиационной дозиметрии Нидерландов дает более узкий интервал напряжений для низкоэнергетического диапазона 50–100 и 100–300 кВ.

Доклад МАГАТЭ TRS-398 определяет частично пересекающиеся интервалы напряжений генерации излучения: до 100 кВ (слой половинного ослабления до 3 мм Al) – низкоэнергетические киловольтные пучки, выше 80 кВ (СПО более 2 мм Al) – рентгеновское излучение средних энергий. В то же время не установлены нижняя и верхняя границы напряжения или СПО.

Британский протокол IPeMB подразделяет пучки рентгеновского излучения на три класса в соответствии с их энергетическими характеристиками: диапазон средних энергий (напряжения генерации 160–300 кВ, СПО 0,5–4,0 мм Cu), низких энергий (напряжения 50–160 кВ, СПО 1,0–8 мм Al) и очень низких энергий (напряжение 8–50 кВ, СПО 0,035–1,0 мм Al).

Соответственно, методики калибровки рентгеновских пучков и тип используемых ионизационных камер различаются в зависимости от энергетического диапазона.

4. Требования к ионизационным камерам

Измерения кермы и поглощенной дозы рентгеновских пучков выполняются с помощью ионизационных камер, воздушные полости которых сообщаются с окружающим воздухом.

Для измерений в пучках низких энергий (по терминологии IPeMB – очень низких энергий) используются плоскопараллельные ионизационные камеры с цилиндрической воздушной полостью диаметром до 1 см, расстоянием между электродами до 2 мм и полиэтиленовым входным окном толщиной 0,03 мм (DIN 6809-4, IPeMB). При напряжении 40–100 кВ для достижения электронного равновесия и поглощения загрязняющих электронов, возникающих на внутренней поверхности тубуса-аппликатора (TG-61, TRS-398), поверх входного окна камеры должна быть добавлена тонкая пленка из полиэтилена или полиметилметакрилата (ПММА) толщиной от 3,0 до 13,4 мг/см² соответственно. Согласно протоколу IPeMB, суммарная толщина пленки и окна камеры должна быть не менее 8,5 мг/см². Протокол DIN 6809-4 требует добавления 0,1 мм пластика при использовании пучков с напряжением генерации выше 50 кВ.

Между протоколами имеются расхождения в положении эффективной точки плоскопараллельной камеры, к которой относится результат измерений. В соответствии с TG-61, эффективная точка находится в геометрическом центре воздушного объема камеры, однако большинство протоколов устанавливает положение эффективной точки в центре входного окна камеры либо на внутренней (DIN 6809-4, SG SMP), либо на наружной (TRS-398) его по-

верхности. При этом в толщину окна входит также и толщина дополнительной пленки, упомянутой выше, если она используется. Протокол NCS определяет эффективную точку для плоскопараллельных камер в том положении, которое использовалось при калибровке.

Необходимо отметить, что разница в толщине 30 мкм полиэтилена при положении эффективной точки на передней или задней поверхности входного окна имеет значение при измерениях дозы в пучках с очень низким напряжением генерации рентгеновского излучения. Так, в протоколе DIN 6809-4 специально оговаривается, что значение глубины измерения относится не к поверхности (нулевой глубине), а к глубине 30 мкм. Разница дозы, обусловленная ослаблением пучка во входной стенке камеры, в соответствии с приводимой в этом протоколе справочной таблицей достигает 6 % при напряжении генерации пучка 10 кВ.

Чувствительность камер с изменением энергии пучка (“ход с жесткостью”) не должна изменяться более чем на 5 % в используемом энергетическом диапазоне (TRS-398, TG-61, IPEMV).

Справочная информация по конкретным моделям камер для низкоэнергетических пучков включает PTW 23342, 23344 (все протоколы), NE2532/3A, 2536/3A (TRS-398, DIN 6809-4, NCS, SGSMP); при использовании камер других моделей, удовлетворяющих требованиям к “ходу с жесткостью”, их параметры необходимо исследовать самостоятельно [16].

Предварительная индивидуальная калибровка ионизационных камер для низкоэнергетического излучения осуществляется либо по воздушной керме в свободном воздухе [11, 12], либо по поглощенной дозе в воде (absorbed dose to water) на поверхности водноэквивалентного фантома [14, 16–18]. Конструкция камер не позволяет погружать их в жидкую водную среду (это привело бы к их выходу из строя), поэтому как калибровка, так и измерения возможны только в пластинчатом твердотельном фантоме. Протоколы DIN, SGSMP допускают калибровку в фантоме из ПММА.

Отметим важную особенность конструкций ионизационных камер для рентгеновского излучения низких энергий, особенно существенную при калибровке в свободном воздухе. Корпус камеры имеет форму пластикового параллелепипеда, размеры которого существенно превосходят размеры собственно воздушной полости (рис. 1). При калибровке в воздухе

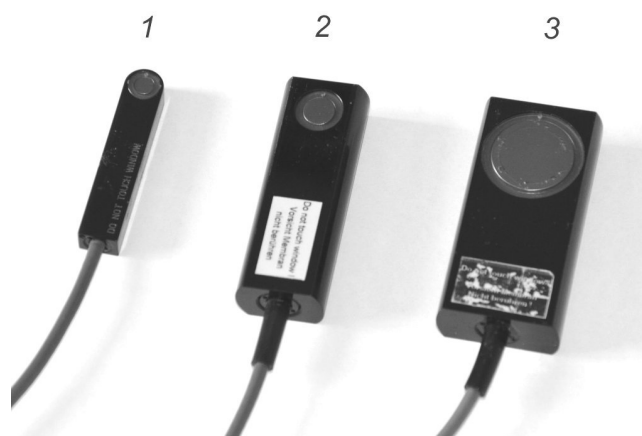


Рис. 1. Плоскопараллельные ионизационные камеры для низкоэнергетического рентгеновского излучения производства PTW Freiburg: 1 – 34013, 2 – 23342, 3 – 23344

часть корпуса попадает в пределы первичного пучка и дает дополнительный вклад рассеянного излучения в отклик камеры. Доля рассеянного излучения значительна и при последующих измерениях на поверхности фантома камерой, калиброванной в воздухе, должна быть учтена введением соответствующего поправочного фактора, обычно обозначаемого k_{ch} (см. раздел 6.2). Данный эффект аналогичен влиянию цилиндрического корпуса у наперстковых камер.

Протокол TG-61 отмечает, что влияние данного эффекта может достигать нескольких процентов, однако не приводит количественных данных для конкретных камер. Протокол IPEMV рекомендует считать фактор k_{ch} равным единице в связи с отсутствием данных. Уточнение этого параметра было проведено в дополнении к протоколу в 2006 г. [13], где представлены справочные данные для камер PTW23344 и PTW23342. При изменении диаметра поля облучения от 3 до 15 см и СПО пучка 0,04–1,0 мм Al поправочный фактор k_{ch} изменяется в интервале от 1,01 до 1,07.

Немецкий протокол DIN 6809-4 для случая калибровки камер в единицах воздушной кермы в свободном воздухе и последующих измерениях на поверхности фантома из ПММА дает соответствующие поправочные факторы от 1,00 при СПО 0,07 мм Al до 1,105 и 1,08 при СПО 4,4 мм Al для камер PTW 23344 и 23342 соответственно. В настоящее время имеются результаты исследований, опубликованные после

выхода протоколов. Полученные в них данные, а также общие вопросы калибровки по керме в воздухе и измерений на поверхности фантома обсуждаются в разделе 10.

Для измерений в пучках рентгеновского излучения средних энергий (в терминологии протокола IPEMB – средних и низких энергий) используются ионизационные камеры цилиндрического или наперсткового типа с объемом полости $0,1-1,0 \text{ см}^3$ и толщиной стенки, обеспечивающей равновесие вторичных электронов ($50-100 \text{ мг/см}^2$ – DIN). “Золотым стандартом” является камера Фармера объемом около $0,6 \text{ см}^3$, изготавливаемая различными фирмами-поставщиками.

IPEMB рекомендует использовать камеры с графитовой стенкой и алюминиевым центральным электродом, либо с электродами из воздухоэквивалентного пластика. Не рекомендуется использовать камеры, имеющие конструктивные элементы из материалов с атомным номером выше, чем у алюминия. Камеры с покрытой графитом нейлоновой стенкой или стенкой из ПММА должны использоваться с осторожностью и только после проверки их отклика на низких энергиях.

Если камера не является водо-защищенной, при измерениях внутри водного фантома она должна быть помещена внутри защитной герметичной трубки (sleeve). В TG-61 представлены варианты материалов для изготовления защитных трубок, рекомендуется использовать трубки из ПММА, нейлона или полистирола толщиной не более 1,5 мм. Воздушный промежуток между трубкой и корпусом камеры не должен превышать 0,2 мм. При толщине стенки 1 мм для пучков с напряжением генерации 50–300 кВ поправочные факторы для учета влияния защитной трубки изменяются в пределах 0,5–1,9 %. Не рекомендуется использовать защиту камеры из резины, т.к. это может приводить к искажению результатов измерений.

Как и плоскопараллельные камеры для рентгеновского излучения низких энергий, камеры для излучения средних энергий должны иметь индивидуальную калибровку на пучках разного качества в нескольких энергетических точках их рабочего диапазона. Протокол TG-61 требует, чтобы изменение чувствительности между двумя соседними точками калибровки было не более 2 %, а во всем диапазоне напряжений генерации 100–300 кВ “ход с жесткостью” не должен превышать 3 %. Протокол

IPEMB рекомендует, чтобы изменение коэффициента не выходило за пределы 5 % в рабочей области энергий.

Протоколы рекомендуют к использованию и приводят справочные данные для следующих моделей камер: PTW 23331(DIN 6809-5, TRS-398), 23332(DIN 6809-5), 233641(DIN 6809-5), 30001(TG-61, DIN 6809-5, TRS-398), 30002(IPEMB, DIN 6809-5), 30006(TRS-398), 31003(DIN 6809-5, TRS-398), Capintec PR06C(TG-61, DIN 6809-5), NE2571(TG-61, IPEMB, NCS, DIN 6809-5), NE2581(TG-61, IPEMB), NE2611(TG-61, IPEMB), NE2561(TG-61, IPEMB, DIN 6809-5), NE2505/3A(IPEMB). Часть камер является устаревшими и снята с производства или заменена новыми моделями. Краткий обзор новых камер представлен в разделе 10.

5. Методика измерения слоя половинного ослабления

Поскольку измерение энергетического спектра рентгеновского излучения представляет собой сложную экспериментальную задачу, в рассматриваемых протоколах используется приближенный параметр качества излучения – слой половинного ослабления. СПО представляет собой такую толщину стандартного материала-поглотителя, который в геометрии узкого пучка (без рассеяния) вызывает уменьшение воздушной кермы в два раза по сравнению с ее первоначальным значением без поглотителя.

Рекомендованная геометрия измерения показана на рис. 2. Узкий пучок рентгеновского излучения формируется диафрагмой с отверстием диаметром 3–4 см, которая устанавливается посередине между фокусным пятном рентгеновской трубки и ионизационной камерой таким образом, чтобы пучок полностью захватывал рабочий объем камеры. В пределах сформированного пучка, в т.ч. на расстоянии до 1 м за камерой, не должно находиться каких-либо рассеивающих объектов. Требования к расстоянию источник–детектор несколько различаются в зависимости от протокола: 80–100 см (TG-61), не менее 50 см (IPEMB), 30 см для низкоэнергетических пучков и 100 см для пучков средних энергий (SGSMP).

В процессе измерений перед диафрагмой устанавливаются пластины стандартного материала, уменьшающие мощность воздушной

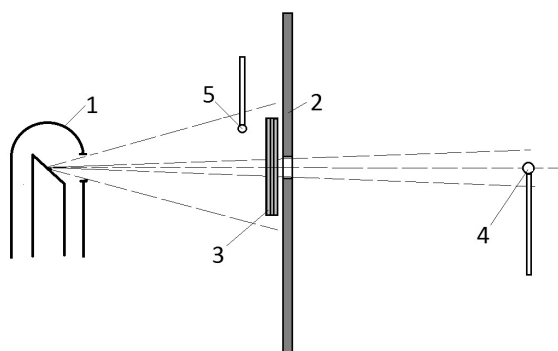


Рис. 2. Схема измерения слоя половинного ослабления рентгеновского пучка: 1 – рентгеновская трубка; 2 – диффрагма; 3 – поглотитель из стандартного материала; 4 – рабочая ионизационная камера; 5 – контрольная ионизационная камера

кермы в два раза по сравнению с ее первоначальным значением без поглотителя. При напряжении генерации излучения 100 кВ и менее в качестве стандартного поглотителя используется алюминий, выше 100 кВ – медь, чистота материала должна составлять 99,9 % (протокол SGSMP допускает чистоту 99,5 %).

Изменение чувствительности ионизационной камеры (в единицах воздушной кермы) в пределах рабочего диапазона должно быть не более 5 % (TG-61, IPЕМВ). Для камер, имеющих “ход с жесткостью” в пределах 2 %, возможен контроль уменьшения интенсивности пучка не по воздушной керме, а по ионизационному току (TRS-398). При “ходе с жесткостью” более 2 %, необходимо учитывать изменение чувствительности камеры (ее калибровочного коэффициента) при добавлении толщины поглотителя, т.е. организовать итерационный процесс обработки.

Протоколы TG-61, TRS-398 и IPЕМВ рекомендуют устанавливать дополнительную ионизационную камеру для учета нестабильности радиационного выхода аппарата перед диффрагмой таким образом, чтобы она не попадала в рабочую часть пучка (рис. 2), а также применять радиографический контроль точности настройки линии источник–диффрагма–детектор. Однако, следует отметить, что на большинстве современных рентгенотерапевтических аппаратов плоскопараллельная проходная мониторинговая камера для контроля стабильности пучка устанавливается производителем и является частью их конструкции.

6. Методы абсолютной калибровки пучков рентгеновского излучения

6.1. Измерения в воздухе с помощью камер, калиброванных по воздушной керме

На измерениях в свободном воздухе основана калибровка пучков низких и средних энергий в протоколе TG-61, пучков с напряжениями генерации 50–160 кВ в протоколе IPЕМВ и альтернативный вариант калибровки пучков средних энергий (напряжение генерации 160–300 кВ) в дополнении к нему [13]. Протокол NCS также предписывает данную методику для пучков низких энергий с напряжением генерации излучения 50–100 кВ.

Суть методики заключается в измерении значения воздушной кермы в свободном воздухе на оси пучка на срезе тубуса-аппликатора аппарата (если аппликатор имеет пластиковое выходное окно – на внешней поверхности окна). Значение воздушной кермы преобразуется затем к значению поглощенной дозы в воде на поверхности водного фантома внесением соответствующих поправок и учетом фактора обратного рассеяния от фантома. Ионизационные камеры должны быть калиброваны в единицах воздушной кермы для рентгеновского излучения в той области значений СПО, которая соответствует условиям измерений.

Для калибровки пучков низких энергий используются плоскопараллельные ионизационные камеры с тонким (30 мкм) входным окном, требования к которым обсуждаются в разделе 4. Ось камеры совмещается с осью пучка (тубуса-аппликатора), а плоскость входного окна – со срезом аппликатора, который в этой области энергий не имеет выходного пластикового окна, т.е. является открытым.

При взаимодействии фотонного пучка с внутренней поверхностью тубуса на ней образуются вторичные электроны, загрязняющие основной пучок и дающие вклад в чувствительный объем камеры при напряжениях генерации выше 50 кВ. Этот вопрос был детально исследован в работах [9, 20–24], где показано, что вклад этих электронов может существенно искажать результаты измерений. Для их поглощения, а также для обеспечения электронного равновесия во входном окне камеры перед ней должна устанавливаться пластиковая пленка толщиной 50–100 мкм.

Значение поглощенной дозы в воде на поверхности водного фантома рассчитывается в виде:

$$D_{w,z=0\text{см}} = MN_K P_{\text{stem,air}} B_w [(\bar{\mu}_{\text{en}} / \rho)_{\text{air}}^w]_{\text{air}}, \quad (1)$$

где M – показания дозиметра с учетом всех необходимых поправок (раздел 2); N_K – калибровочный коэффициент ионизационной камеры в единицах воздушной кермы для качества пучка, соответствующего условиям измерений; $P_{\text{stem,air}}$ – поправочный фактор на эффект корпуса камеры для данного качества пучка и размера поля облучения; B_w – фактор обратного рассеяния от водного фантома, определенный для поглощенной дозы в воде на его поверхности в центре поля облучения; $[(\bar{\mu}_{\text{en}} / \rho)_{\text{air}}^w]_{\text{air}}$ – отношение массовых коэффициентов поглощения энергии в воде и воздухе, усредненных по спектру падающего пучка в воздухе (т.е. без учета рассеянного излучения). Этот параметр рассчитывается в виде:

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

где $\Phi_{\text{air}}(E)$ – спектр фотонов первичного пучка в зависимости от их энергии E ; $\frac{\mu_{\text{en}}(E)}{\rho}$ – массовый коэффициент поглощения энергии в воде или воздухе для фотонов с энергией E .

Эффект корпуса камер для низких энергий может достигать нескольких процентов – это подчеркивается в разделе В.1.3 доклада TG-61. Учитывая, что фактор $P_{\text{stem,air}}$ зависит от энергетического спектра первичного пучка, размера поля облучения как при калибровке, так и при измерениях и (частично) от РИП, он, вероятно, будет являться источником существенного вклада в суммарную погрешность измерений. Другим потенциальным источником погрешности результата является геометрическая неопределенность положения камеры, точное позиционирование которой относительно пучка в воздухе сложнее, чем на поверхности твердотельного фантома.

В протоколе NCS [15] и в основном протоколе IPEMB [12] эффект корпуса не учитывается, а соответствующий поправочный фактор считается равным единице. Таким образом, выражение (1) приобретает вид:

$$D_{w,z=0\text{см}} = MN_K B_w [(\mu_{\text{en}} / \rho)_{\text{air}}^w]_{\text{air}}. \quad (3)$$

Для калибровки пучков средних энергий используются цилиндрические или наперстковые камеры, требования к которым изложены в разделе 4. Позиционирование центра камеры в точке, соответствующей РИП аппликатора, затруднено, если аппликатор открытого типа, и невозможно, если он имеет пластиковое выходное окно. В связи с этим обстоятельством измерение проводится в точке с увеличенным расстоянием источник–детектор, а затем выполняется преобразование к номинальному РИП по методу обратных квадратов.

Протоколы обращают внимание, что эффективный РИП может существенно (на 2–4 см) отличаться от номинального вследствие влияния пластикового выходного окна тубуса-аппликатора или элементов конструкции аппарата. Разница между эффективным и номинальным РИП зависит как от качества излучения, так и от используемого аппликатора. Необходимо провести измерения на разных расстояниях источник–детектор, а затем экстраполировать значение воздушной кермы к номинальному значению РИП.

В соответствии с протоколом TG-61, пересчет к поглощенной дозе в воде на поверхности водного фантома проводится по формуле (1), а в соответствии с протоколом IPEMB – по формуле (3). В области средних энергий поправка на эффект корпуса для цилиндрических камер невелика и не превышает 1 % [25, 26].

Дополнение [13] к протоколу IPEMB предлагает использование метода калибровки в воздухе в качестве альтернативного варианта для пучков средних энергий в случаях, когда клинически более важно знать значение дозы на поверхности водного фантома. Расчет дозы проводится по формуле (3). Приведенная в дополнении таблица отношений усредненных по спектру массовых коэффициентов поглощения энергии в воде и воздухе взята из TG-61. Оцененная авторами неопределенность фактора обратного рассеяния составляет 1 %.

6.2. Измерения в фантоме с помощью камер, калиброванных по воздушной керме

Данная методика калибровки используется в протоколах TG-61, IPEMB, DIN 6809-5 и NCS для пучков средних энергий (100–300 кВ), в протоколе IPEMB – для пучков с напряжением генерации 8–50 кВ и в протоколе DIN 6809-4 –

для низких энергий в качестве альтернативного варианта. Во всех случаях применяются ионизационные камеры, калиброванные в единицах воздушной кермы в свободном воздухе, однако измерения воздушной кермы проводятся в водном или водноэквивалентном твердотельном фантоме; при этом вклад рассеяния уже включен в результат измерений. Переход от воздушной кермы к поглощенной дозе в воде осуществляется, как и выше, на основе отношения массовых коэффициентов поглощения энергии, но усредненных не по спектру первичного излучения, а с учетом компоненты рассеянного в фантоме излучения.

Для измерений в пучках низких энергий используются плоскопараллельные камеры, установленные в адаптерной пластине на поверхности водноэквивалентного твердотельного фантома таким образом, что поверхность входного окна совпадает с входной поверхностью фантома. При необходимости камера покрывается пластиковой пленкой для обеспечения электронного равновесия и поглощения электронов, загрязняющих пучок и генерируемых в тубусе-аппликаторе, как это описано выше. После центровки оси аппликатора относительно оси камеры он прижимается к входной поверхности фантома и фиксируется в этом положении, обеспечивая заданное значение РИП.

Протокол DIN 6809-4 регламентирует использование для измерений фантома из ПММА. Разница в результатах измерений, вызванная неточным соответствием свойств воды и ПММА, оценена по фактору обратного рассеяния от фантома от 0,5 до 2,5 %.

Поглощенная доза в воде на поверхности фантома в центре поля облучения рассчитывается в виде:

$$D_{w,z=0\text{см}} = MN_K k_{ch} [(\bar{\mu}_{en} / \rho)_{air}^w]_{water,z=0\text{см}}, \quad (4)$$

где N_K – калибровочный коэффициент камеры в единицах воздушной кермы для качества излучения, соответствующего условиям измерений, полученный в воздухе (без фантома). Фактор k_{ch} (в DIN 6809-4 обозначается как $k_{a \rightarrow w}$) определяет поправку отклика камеры на разницу условий облучения между калибровкой (в воздухе) и измерением (на поверхности фантома). Он включает эффект возмущения радиационного поля воздушной полостью камеры и отличие в энергетических и угловых распределениях частиц для условий измерения и калиб-

ровки. $[(\bar{\mu}_{en} / \rho)_{air}^w]_{water,z=0\text{см}}$ (в протоколе DIN 6809-4 используется обозначение $t_{w/a}^{en}$) – отношение усредненных по действующему спектру массовых коэффициентов поглощения энергии в воде и воздухе.

В протоколе IРЕМВ считается, что отношение $[(\bar{\mu}_{en} / \rho)_{air}^w]_{water,z=0\text{см}}$ на поверхности фантома в данном энергетическом диапазоне близко к этому отношению в воздухе в первичном пучке, т.е. $[(\bar{\mu}_{en} / \rho)_{air}^w]_{water,z=0\text{см}}$. Вследствие недостатка данных IРЕМВ предлагает считать фактор k_{ch} равным единице, но в дополнении [13] на основе результатов новых исследований табулированы значения этого коэффициента от 1,01 до 1,07. Протокол DIN 6809-4 приводит значения коэффициента k_{ch} при диаметре поля 3 см: для камеры РТW 23344 он изменяется от 1,00 до 1,105, а для камеры РТW 23342 – от 1,00 до 1,08 в зависимости от качества пучка. Зависимость от размера поля облучения не приведена.

Измерения в пучках средних энергий проводятся в водном фантоме на глубине 2 см (по протоколу DIN 6809-5 – на глубине 5 см). Для измерений используются фермеровские камеры, другие цилиндрические или наперстковые камеры, требования к которым сформулированы в разделе 4 и для которых имеется калибровка в единицах воздушной кермы при соответствующих значениях СПО. Ось камеры располагается в фантоме на номинальной глубине измерения перпендикулярно оси пучка излучения.

Поглощенная доза в воде на глубине 2 см в водном фантоме рассчитывается в виде:

$$D_{w,z=2\text{см}} = MN_K k_{cham} [(\bar{\mu}_{en} / \rho)_{air}^w]_{water,z=2\text{см}}, \quad (5)$$

где M – показания дозиметра со всеми необходимыми поправками, приведенные к условиям калибровки камеры; N_K – калибровочный коэффициент для кермы в воздухе для качества излучения, используемого при измерениях; $P_{g, cham}$ – общий поправочный фактор для данной камеры, включающий поправки на отличие энергетических и угловых характеристик фотонов в условиях измерений (в фантоме) и калибровки (в воздухе), на эффект цилиндрического корпуса и на искажение потока частиц воздушной полостью камеры. Данный фактор зависит от модели камеры, спектра падающего пучка и размера поля облучения. $[(\bar{\mu}_{en} / \rho)_{air}^w]_{water,z=2\text{см}}$ – отношение массовых коэффициентов поглощения энергии в воде и воздухе, взвешенных по

действующему спектру (включая рассеянное излучение) в точке измерения на глубине 2 см внутри фантома.

В протоколе TG-61 поправочный фактор $P_{Q, \text{cham}}$ табулирован для излучения с СПО от 0,1 до 4,0 мм Си, поля 10×10 см и глубины 2 см (т.е. референсных условий измерения) для семи типов камер и составляет от 0,992 до 1,037. Для других размеров поля облучения необходимые данные отсутствуют. В протоколе IPEMB количественные оценки этого фактора не приведены, но имеются ссылки на источник данных – работу [25], как и в докладе TG-61. Таким образом, для рентгеновского излучения средних энергий подходы докладов TG-61 и IPEMB идентичны как по методике, так и по используемым справочным данным. Зависимость фактора $P_{Q, \text{cham}}$ от размера поля облучения для камеры NE2571 приведена в протоколе NCS, где показано, что в интервале площади поля облучения 20–200 см² и СПО 0,02–4,0 мм Си он изменяется в пределах 1 %.

Особенностью абсолютной калибровки пучков средних энергий в соответствии с протоколом DIN 6809-5 является референсная глубина 5 см, отличающаяся от установленной другими протоколами, а также поправки на отличие размера поля облучения и глубины точки измерения в условиях калибровки.

Отношение массовых коэффициентов поглощения энергии в воде и воздухе $[(\bar{\mu}_{\text{en}} / \rho)_{\text{air}}^w]_{\text{water}}$, усредненных по спектру фотонов в точке измерения на глубине 0, 2 и 5 см, табулировано в DIN 6809-5 и изменяется в пределах 0,1–0,6 %. Поправочный фактор на разницу размеров поля облучения при калибровке и измерениях приведен для камер PTW 23331 и 23332 и полей облучения 5×5 и 15×15 см, для камер других моделей он должен быть определен самостоятельно.

6.3. Измерения в фантоме с помощью камер, калиброванных по поглощенной дозе

Протоколы TRS-398, SG SMP, DIN 6809-4 и 6809-5 описывают калибровку рентгеновских пучков как низких, так и средних энергий в водном или водноэквивалентном фантоме с помощью ионизационных камер, калиброванных в аналогичных фантомах в единицах поглощенной дозы в воде. Фантом должен находиться в тепловом равновесии с окружающей средой, точка измерения температуры для внесе-

ния поправок на плотность воздуха должна быть возможно ближе к точке измерения дозы. Таким образом, условия калибровки и измерения максимально приближены друг к другу, что минимизирует необходимые поправки.

Измерения в пучке рентгеновского излучения низких энергий проводятся на поверхности водноэквивалентного фантома (протокол DIN 6809-4 рекомендует использовать фантом из ПММА). Камера размещается в адаптерной пластине таким образом, чтобы ее входное окно совпадало с входной поверхностью фантома. При необходимости поверх камеры устанавливается дополнительная пленка для обеспечения электронного равновесия и поглощения вторичных электронов, генерируемых на внутренней поверхности тубуса-аппликатора. Поглощенная доза в воде в центре поля на поверхности фантома рассчитывается в виде:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}, \quad (6)$$

где M_Q – показания дозиметра с поправкой на давление и температуру воздуха, полярность напряжения и другие необходимые параметры, как указано в разделе 2; N_{D,w,Q_0} – калибровочный коэффициент по поглощенной дозе в воде для пучка рентгеновского излучения референсного качества Q_0 ; k_{Q,Q_0} – поправочный фактор на различие в качестве излучения между условиями калибровки Q_0 и измерения Q . Как мы видим, k_{Q,Q_0} считается не зависящим от размера поля облучения, т.е. увеличение компоненты рассеянного излучения в действующем спектре не даст значимого изменения k_{Q,Q_0} , если “ход с жесткостью” камеры не превышает 2 % в ее рабочем диапазоне. По оценкам протокола SG SMP изменение фактора k_{Q,Q_0} в зависимости от размера поля облучения для камеры PTW 23342 находится в пределах 1 % в интервале диаметров поля 3–10 см.

Протокол DIN 6809-4 особо отмечает, что значение дозы относится не к поверхности фантома, а к глубине 0,03 мм (толщине входного окна камеры), что может быть значимым для пучков низких энергий с напряжением генерации 10–20 кВ. Так, для пучка с напряжением генерации 10 кВ (СПО 0,03 мм Al) поправочный фактор на ослабление во входном окне составляет 1,06, при напряжении 15 кВ – 1,02 и далее приближается к единице.

Измерения в пучках средних энергий проводятся в водном фантоме на глубине 2 см

(по протоколу DIN 6809-5 – на глубине 5 см). Значение поглощенной дозы определяется выражением (6). Протоколы DIN 6809-5 и SGSMP вводят дополнительную поправку на размер поля облучения, однако справочные данные для внесения такой поправки приводятся только для камер PTW 23331, 23332.

7. Отношение массовых коэффициентов поглощения энергии в воде и воздухе

Во всех случаях использования ионизационных камер, калиброванных в единицах воздушной кермы, для преобразования к поглощенной дозе в воде (to water) используются отношения массовых коэффициентов поглощения энергии в воде и воздухе, усредненных по действующему энергетическому спектру рентгеновского излучения – первичному, если измерение проводится в свободном воздухе, или включающему рассеяние, если измерение проводится в фантоме.

Представленные в докладе TG-61 отношения массовых коэффициентов поглощения энергии основаны на данных работ [27, 28] и IPEMB, расхождение между источниками данных составляет несколько десятых долей процента. По оценкам протокола IPEMB СПО рентгеновского пучка с высокой точностью определяет указанное отношение для значений менее 1 мм Al и более 10 мм Al: влияние условий генерации излучения при заданном СПО пренебрежимо мало. Внутри этого интервала неопределенность данных для пучков с равным СПО, но разным напряжением генерации, находится в пределах 2 %. Близкие результаты получены также и в работе [28] для пучков с СПО от 0,3 мм Al до 4,92 мм Cu.

Отметим, что минимизировать эту компоненту погрешности можно рассчитав значения в соответствии с формулой (2) на основе спектров излучения конкретных рентгенотерапевтических аппаратов для используемых режимов их работы, как это было сделано в работе [29] для аппарата “Рентген ТА-02”.

В докладе TG-61 представлены также отношения коэффициентов, полученные в области средних энергий с учетом рассеянной компоненты спектра на глубине 2 см при поле облучения 10×10 см. Они на 0,2–1,6 % выше, чем отношение в воздухе для пучка с тем же значением СПО. При отличии размера поля

облучения от референсного (10×10 см) дополнительная поправка составляет от –0,25 % до +1,0 %.

Во всех источниках данных расчеты основываются на наборе сечений взаимодействия Hubbell [30] и в наиболее полном виде доступных на сайте Национального института стандартов и технологий (NIST) [31]. Неопределенность значений для элементов составляет $\pm 1,5$ %.

Протокол IPEMB отмечает, что для пучков с напряжением генерации менее 50 кВ отношения коэффициентов на поверхности фантома пренебрежимо мало отличаются от отношений в свободном воздухе и рекомендует использовать последние для расчета дозы на поверхности фантома.

8. Фактор обратного рассеяния от водного фантома

При проведении измерений в свободном воздухе и последующем переходе к значению дозы в водном фантоме должен быть учтен фактор обратного рассеяния от фантома B_w , который определяется как отношение значений кермы в воде (фактически – поглощенной дозы в воде) в той же геометрической точке при наличии водного фантома и без него. Справочные данные по фактору B_w основаны на моделировании методом Монте-Карло 17 рентгеновских пучков разного качества (СПО от 0,036 мм Al до 8,2 мм Cu) при РИП 10–100 см со статистической неопределенностью менее 0,5 % в работах [32, 33]. Результаты моделирования дополнены экспериментальными данными [34] и расчетами в работе [27] (все результаты даны для открытых тубусов). В TG-61 приводится таблица дополнительных поправок на влияние пластикового окна у выходного тубуса-аппликатора. При толщине окна 3,2 мм ПММА поправка составляет от 0,4 до 1,1 % в зависимости от качества пучка и диаметра поля облучения. Таким образом, набор справочных данных по факторам обратного рассеяния от водного фантома основывается на одних и тех же источниках, практически одинаков во всех протоколах, а его реальная точность определения, по оценкам [12], составляет около 1 % (одно среднеквадратичное отклонение).

9. Метрологические аспекты

Как отмечено в протоколе TRS-398, на момент его публикации лишь одна лаборатория предоставляла возможность калибровки ионизационных камер в единицах поглощенной дозы в воде для фотонов рассматриваемого энергетического диапазона. Традиционно основой калибровки ионизационных камер для пучков рентгеновского излучения низких и средних энергий является воздушная керма, заменившая ранее используемую экспозиционную дозу (exposure) и непосредственно с ней связанную. Это позволяло сохранить преимущество и использовать в качестве эталона свободно-воздушные ионизационные камеры.

По оценке TRS-398, погрешность калибровки камер лабораториями вторичного стандарта (SSDL) для рентгеновского излучения низких энергий составляла 1,2 % при использовании первичного стандарта поглощенной дозы и 3 % при пересчете от воздушной кермы. Суммарная неопределенность калибровки пучка составляла 2,3 и 3,6 % (одно среднеквадратичное отклонение) в области низких энергий и 2,0 и 3,4 % в области средних энергий при калибровке камеры непосредственно по стандарту поглощенной дозы или пересчету из воздушной кермы соответственно.

В настоящее время интенсивно разрабатываются первичные эталоны поглощенной дозы рентгеновского излучения на основе водных калориметров [35–40]. Так, калориметр Итальянского национального института метрологии ионизирующих излучений (ENEA-INMRI) [35] с графитовым рабочим элементом создан для измерения дозы рентгеновских пучков средних энергий (180–250 кВ) в водном фантоме на глубине 2 см. Переходный коэффициент между поглощенной дозой в графите и воде определен на основе моделирования методом Монте-Карло. Достигнутая неопределенность измерения поглощенной дозы в воде составляет 1,9 %, что сравнимо с точностью определения воздушной кермы с помощью ионизационных камер (1,7 %). В дальнейшем предполагается снижение погрешности до 1 %. Совпадение значения поглощенной дозы в воде при двух методах ее измерения – непосредственным с помощью калориметра и косвенным, с пересчетом от воздушной кермы – находится в пределах 1 %.

Водный калориметр, разработанный в Национальной лаборатории им. А. Беккереля

(Франция, LNE-LNHB), протестирован в работах [36, 37] по определению поглощенной дозы в воде в сравнении с протоколами [11, 12, 15], основанными на воздушной керме. Для тестирования использовались ионизационные камеры NE2571 и PTW31010 на глубине 2 см и шесть пучков рентгеновского излучения с напряжением генерации 80–300 кВ и СПО от 3 мм Al до 3,4 мм Cu. Потенциально конструкция калориметра позволяет проводить измерения поглощенной дозы в воде начиная с глубины 5 мм. Согласие значений поглощенной дозы в воде находится в пределах 1,4 %, причем общая погрешность измерения поглощенной дозы в воде с помощью калориметра составила 0,55–0,8 %, а ее определения через воздушную керму – 1,8–3,5 %. Наилучшее совпадение было получено с протоколом TG-61.

Водный калориметр Института метрологии Нидерландов (NMI) [38], предназначенный для калибровки ионизационных камер в диапазоне 100–250 кВ, также показал хорошее совпадение результатов с расчетом поглощенной дозы на основе протокола NCS [15]. Суммарная погрешность определения поглощенной дозы в воде была снижена с 2,5 % при использовании пересчета от воздушной кермы до 1,1–1,5 % при использовании калориметра.

Близкие результаты получены на водном калориметре Федерального физико-технического института (PTB, Германия) [39, 40], где погрешность измерения поглощенной дозы в воде составила 0,45–0,98 % при напряжении генерации пучка от 280 кВ до 70 кВ соответственно. При тестировании были использованы ионизационные камеры NE2561 и PTW30013, предварительно калиброванные в единицах воздушной кермы с помощью первичного эталона PTB на базе свободно-воздушной камеры. Совпадение с результатами расчета поглощенной дозы на основе измерения воздушной кермы находилось в пределах 1 %.

Таким образом, можно констатировать, что с момента публикации протоколов ситуация с точностью определения поглощенной дозы в воде на уровне первичного эталона существенно изменилась. Современные водные калориметры, разработанные в метрологических организациях разных стран специально для калибровки ионизационных камер по поглощенной дозе в воде в пучках рентгеновского излучения с напряжением генерации от 70 кВ и выше, позволяют получить погрешность поглощенной дозы 0,5–1,5 % (одно среднеквадратич-

ное отклонение), что существенно меньше, чем с использованием косвенного метода пересчета от воздушной кермы.

10. Обсуждение протоколов

Поскольку дозиметрические протоколы подготовлены и изданы более 15 лет назад, обзор рекомендуемых ионизационных камер в значительной степени устарел, часть из них больше не выпускается и заменена новыми моделями. В то же время с момента публикации протоколов проведен ряд исследований, касающихся уточнения поправочных факторов разного типа при калибровке камер, как по воздушной керме, так и по поглощенной дозе в воде.

Отметим следующие обстоятельства.

Без какой-либо аргументации в протоколах не включена плоскопараллельная камера PTW 34013, которая конструктивно принадлежит к той же серии приборов, что и PTW 23342, 23344. Камера имеет малый воздушный объем полости и размер корпуса (рис. 1), что вызывает минимальные искажения радиационного поля при измерениях как в фантоме, так и в свободном воздухе. Малая чувствительность камеры не позволяет использовать ее на значительных расстояниях от выхода тубуса-аппликатора, например, при измерении СПО. Однако камера оптимальна для абсолютной калибровки пучка на поверхности водноэквивалентного фантома, а также для измерения глубинных распределений дозы в твердотельных водноэквивалентных фантомах.

В соответствии с данными по энергетической чувствительности камеры 34013, приводимыми фирмой-изготовителем PTW Freiburg, отклонения отклика камеры не превышают 1 % в рабочем диапазоне энергий при калибровке по экспозиционной дозе [41]. Анализ данных калибровочных сертификатов для конкретных экземпляров камер в основном подтверждает эти оценки. На рис. 3 представлены калибровочные коэффициенты трех камер 34013, одной 23342 и одной 23344, калиброванных в разное время поверочной лабораторией PTW Freiburg в единицах поглощенной дозы в воде, воздушной кермы и экспозиционной дозы. Все кривые лежат в пределах 5 %, а в большей части рабочего интервала – в пределах 2–3 %.

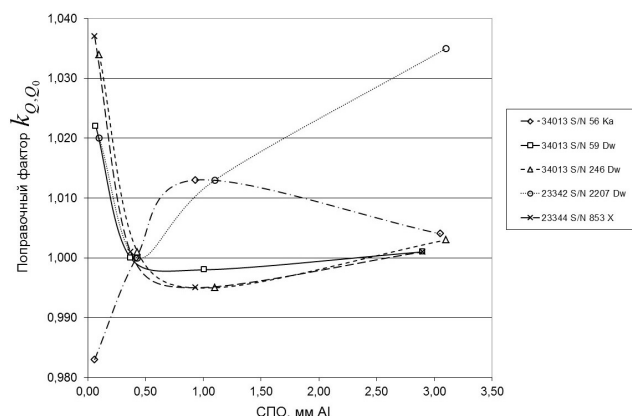


Рис. 3. Поправочные факторы на качество излучения пяти камер производства PTW Freiburg для низкоэнергетического рентгеновского излучения (по данным калибровочных сертификатов). Серийный номер каждого прибора указан после типа камеры. Калибровка: Ka – по воздушной керме, Dw – по поглощенной дозе в воде; X – по экспозиционной дозе

Ряд рекомендованных в протоколах камер для рентгеновских пучков средних энергий были сняты с производства и заменены на более новые модели. В частности, камера PTW 30001 с корпусом из ПММА и алюминиевым центральным электродом была заменена на 30010, водозащищенная модель 30006 заменена на 30013 (ПММА+графит с алюминиевым электродом). Несмотря на рекомендацию протоколами IPEMB и DIN 6809-5 камеры 30002, на замену которой выпущена модель 30011, существенная энергетическая зависимость чувствительности этих камер вызывает сомнения в их пригодности как для абсолютной калибровки пучков, так для измерения СПО или глубинных распределений дозы в водном фантоме. Камеры изготовлены из графита с графитовым центральным электродом, имеют рабочий диапазон от 140 кэВ и выше, таким образом, значительная часть энергетического спектра пучков средних энергий будет находиться вне этого диапазона [42, 43].

Характеристики ряда камер как с точки зрения абсолютной калибровки пучков, так и с точки зрения измерения распределений дозы по глубине в водном фантоме, были исследованы в работах, опубликованных после выхода рассматриваемых протоколов. Уточненные поправочные факторы камер PTW 30013, IBA FC65, NE2571 и Exradin A12 при калибровке по воздушной керме и измерениях в водном фантоме приведены в работе [40]. В работе [44] по-

казано, что плоскопараллельные камеры Advanced Markus, Markus, NACP и Roos пригодны для измерения глубинных распределений дозы в водном фантоме и обеспечивают погрешность измерения относительной дозы менее 3 % для пучков с напряжением генерации 50–280 кВ. Камеры Фармера различных изготовителей показали хорошее соответствие при относительных измерениях дозы в водном фантоме на всех глубинах кроме слоя толщиной 5 мм у входной поверхности, где их воздушная полость вызывает существенное искажение дозы. В той же работе показана непригодность камеры PinPoint 31006 (отклонение в дозе до 8 %), предположительно, вследствие центрального электрода из стали. В работе [45] также продемонстрирована пригодность для калибровки пучков камер различного типа от Фармера до микрокамер, не содержащих материалов с атомным номером более 13: PTW 23333 (30010), 31014, Exradin A12, Exradin 1ASL.

Специальные исследования проведены для камер, применяемых в пучках рентгеновского излучения низких энергий (СПО 0,035–1,0 мм Al) при калибровке по воздушной керме в свободном воздухе и последующем измерении на поверхности фантома. В работе [46] получены соответствующие поправочные факторы для камер PTW 23344 и 23342 и плоскопараллельной камеры Маркуса, изначально предназначенной для электронных пучков. Получены значения поправочных факторов от 1,01 до 1,08 для камеры 23344, камера 23342 дает меньшие значения приблизительно на 1 %. При увеличении диаметра поля поправочный фактор для камеры 23342 систематически меньше на 0,5–1 %, чем для камеры 23344, имеющий меньший размер корпуса. Близкие значения получены и в работе [47]. Анализ области корпуса камеры, попадающей в пучок первичного излучения при его разном диаметре, позволяет подтвердить вывод о влиянии рассеяния от корпуса камеры в процессе калибровки и/или измерения.

Наиболее спорным подходом, реализованным в части обсуждаемых протоколов, является использование камер, калиброванных в единицах воздушной кермы, для измерений в водном фантоме, особенно – для пучков низких энергий (протоколы TG-61, IPEMB с дополнением и NCS). Как уже было отмечено выше, рассеяние от корпуса добавляет вклад в отклик камеры как при ее калибровке, так и при измере-

ниях в воздухе, причем величина этого вклада зависит от размера поля в обоих случаях. Эффект возрастает с увеличением размеров корпуса камеры и максимален для PTW 23344. Избежать или минимизировать влияние данного эффекта возможно лишь при калибровке и измерениях, выполняемых на поверхности водно-эквивалентного фантома, поскольку в этой геометрии корпус камеры фактически является его частью.

Отметим также, что калибровка пучка в фантоме позволяет более точно позиционировать камеру относительно пучка. Тубус-аппликатор аппарата в этом случае плотно прижат к входной поверхности фантома, обеспечивая стабильность РИП, любой перекося тубуса относительно фантома легко выявляется, а соответствие осей пучка и камеры может контролироваться по концентрической разметке на передней стенке адаптерной пластины, которую желательнее нанести на каждую адаптерную пластину в соответствии с диаметрами имеющихся тубусов-аппликаторов. При установке камеры в воздухе с помощью штатива обеспечить ее точное позиционирование относительно оси пучка и среза тубуса-аппликатора существенно сложнее даже при использовании лазерной системы контроля.

11. Заключение

Учитывая упомянутый выше прогресс в развитии водных калориметров в качестве первичных эталонов, оптимальным способом абсолютной калибровки рентгеновских пучков является измерение в водном (водноэквивалентном) фантоме камерой, калиброванной в единицах поглощенной дозы в воде. Данный способ имеет следующие преимущества.

- ✓ Условия измерения наиболее близки к условиям калибровки. Разница, обусловленная различием в размере поля облучения и РИП, находится в пределах 1 % в области низких энергий [14] и до 2–4 % в пучках средних энергий [17]. Остальные поправочные факторы (в частности – на искажение радиационного поля воздушной полостью камеры) уже включены в калибровочный коэффициент.
- ✓ Измерение в твердотельном фантоме позволяет более точно позиционировать тубус-аппликатор относительно полости камеры, совместить их оси и контролировать РИП по

сравнению с измерениями в свободном воздухе.

- ✓ Калибровка камер по поглощенной дозе в воде с помощью первичных эталонов на основе водных калориметров позволяет получить погрешность определения поглощенной дозы в воде в пучке пользователя существенно ниже, чем при преобразовании от воздушной кермы. Для случаев, когда калибровка камер по таким эталонам недоступна (низкоэнергетическое рентгеновское излучения), обе методики дают сравнимую погрешность.

Измерения в пучках средних энергий в водном фантоме с помощью ионизационной камеры цилиндрического или наперсткового типа, калиброванной в свободном воздухе в единицах воздушной кермы, представляется достаточно надежными и обоснованными. Поправочный фактор, учитывающий разницу энергетических и угловых распределений частиц в полости камеры между условиями калибровки и измерения, а также искажение радиационного поля полостью камеры, имеет типичное значение 1,015–1,025, если камера удовлетворяет установленным требованиям. Переходные коэффициенты от воздушной кермы к поглощенной дозе в воде определены с достаточной точностью, их погрешность может быть дополнительно уменьшена на основе энергетических спектров для конкретных режимов работы рентгенотерапевтического аппарата.

При калибровке пучка в воздухе возникает ряд проблем, непосредственно связанных с техникой измерений. Для пучков средних энергий конструкция тубуса-аппликатора (как открытого, так и с пластиковым выходным окном) затрудняет позиционирование ионизационной камеры фермеровского типа строго на РИП аппликатора. Необходимо проводить измерения на увеличенном расстоянии и затем использовать поправку по методу обратных квадратов с использованием не номинального, а эффективного РИП, который должен быть определен для каждой комбинации режимов работы аппарата и тубуса-аппликатора с помощью серии измерений в воздухе и который может отличаться от номинального на 2–4 см.

В области низких энергий, где используются плоскопараллельные камеры с тонким входным окном, при калибровке и измерениях в воздухе существенный вклад вносит рассеяние в массивном корпусе камеры, причем по-

правочный фактор, учитывающий этот вклад, зависит как от условий калибровки, так и условий измерения и может превышать 10 % [16]. Последние два метода представляются наименее удобными и точными для калибровки рентгеновских пучков.

По нашему мнению, целесообразно включить камеру PTW 34013 в список рекомендуемых для абсолютной калибровки дозы на поверхности водноэквивалентного фантома и провести исследования поправочных факторов аналогично выполненным в работах [46, 47].

Список литературы

1. Владимиров Л.В., Горра С.Г., Кантер Б.М. и соавт. Аппарат для рентгенотерапии "Рентген-ТА 150/10" // Мед. техника. 2010. № 5. С. 32–37.
2. Aspradakis M.M., Zucchetti P. Acceptance, commissioning and clinical use of the Womed T-200 kilovoltage X-ray therapy unit // Brit. J. Radiol. 2015. Vol. 88. Art. 20150001.
3. Johnstone C.D., LaFontaine R., Poirier Y., Tambasco M. Modeling a superficial radiotherapy X-ray source for relative dose calculations // J. Appl. Clin. Med. Phys. 2015. Vol. 16. № 3. Art. 5162.
4. Aukett R.J., Thomas D.W., Seaby A.W., Gittins J.T. Performance characteristics of the Pantak DXT-300 kilovoltage X-ray treatment machine // Brit. J. Radiol. 1996. Vol. 69. P. 726–734.
5. Evans P.A., Moloney A.J., Mountford P.J. Performance assessment of the Gulmay D3300 kilovoltage X-ray therapy unit // Brit. J. Radiol. 2001. Vol. 74. P. 537–547.
6. Jurado D., Eudaldo T., Carrasco P. et al. Pantak Therapax SXT 150: performance assessment and dose determination using IAEA TRS-398 protocol // Brit. J. Radiol. 2005. Vol. 78. P. 721–732.
7. Короткодистанционная рентгенотерапия на аппарате РУМ-21. Методические рекомендации. – М.: 1977.
8. Васильев В.Н., Коконцев А.А. Измерение кривых глубинной дозы излучения рентгенотерапевтического аппарата РТА // Мед. техника. 1997. № 5. С. 11–14.
9. Васильев В.Н., Коконцев А.А. Дозиметрия излучения рентгенотерапевтического аппарата "РЕНТГЕН ТА-02" // Мед. физика. 2008. № 4. С. 20–28.

10. Васильев В.Н., Коконцев А.А., Акулиничев С.В. Распределение дозы от излучения близкофокусного аппарата "Рентген ТА-02" на малых глубинах в водноэквивалентном фантоме // Мед. физика. 2010. № 2. С. 15–20.
11. Ma C.-M., Coffey C.W., DeWerd L.A. et al. AAPM protocol for 40-300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology // Med. Phys. 2001. Vol. 28. № 6. P. 868–893.
12. Klevenhagen S.C., Aukett R.J., Harrison R.M. et al. The IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for x-rays below 300 kV generating potential (0.035 mm Al – 4 mm Cu HVL; 10-300 kV generating potential) // Phys. Med. Biol. 1996. Vol. 41. P. 2605–2625.
13. Aukett R.J., Burns R.J., Greener A.G. et al. Addendum to the IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for x-rays below 300 kV generating potential (0.035 mm Al – 4 mm Cu HVL) // Phys. Med. Biol. 2005. Vol. 50. P. 2739–2748.
14. Dosimetrie von Roentgenstrahlen im niederen und mittleren Energiebereich. Schweizerische Gesellschaft fuer Strahlenbiologie und Medizinische Physik, Nr. 9. 2001.
15. Dosimetry of low and medium energy x-rays. A code of practice for use in radiotherapy and radiobiology. NCS Report 10, NCS, Delft, 1997.
16. DIN 6809-4, Klinische Dosimetrie – Teil 4: Anwendung von Roentgenstrahlen mit Roehrensanspannungen von 10 bis 100 kV in der Strahlentherapie und in der Weichteildiagnostik, Deutsches Institut fuer Normung, Berlin, 1988.
17. DIN 6809-5, Klinische Dosimetrie – Teil 5: Anwendung von Roentgenstrahlen mit Roehrensanspannungen von 100 bis 400 kV in der Strahlentherapie, Deutsches Institut fuer Normung, Berlin, 1996.
18. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Vienna: IAEA, TRS-398, 2000.
19. Смыслов А.Ю. Обзор и возможности применения различных международных и национальных протоколов при дозиметрических измерениях на рентгенотерапевтических аппаратах // Мед. физика. 2020. № 1(85). С. 55.
20. Klevenhagen S.C., D'Souza D., Bonfoux I. Complications in low energy x-ray dosimetry caused by electron contamination // Phys. Med. Biol. 1991. Vol. 36. P. 1111–1116.
21. Lee C.H.M., Chan K.K.D. Electron contamination from the lead cutout used in kilovoltage radiotherapy // Phys. Med. Biol. 2000. Vol. 45. P. 1–8.
22. Podgorsak M.B., Schreiner L.J., Podgorsak E.B. Surface dose in intracavitary orthovoltage radiotherapy // Med. Phys. 1990. Vol. 17. № 4. P. 635–640.
23. Stern R.L., Kubo H.D. Considerations for superficial photon dosimetry // Med. Phys. 1995. Vol. 22. № 9. P. 1469–1470.
24. Lye J.E., Butler D.J., Webb D.V. Enhanced epidermal dose caused by localized electron contamination from lead cutouts used in kilovoltage radiotherapy // Med. Phys. 2010. Vol. 37. № 8. P. 3935–3939.
25. Seuntjens J., Thierens H., Schneider U. Correction factors for cylindrical ionization chamber used in medium-energy x-ray beams // Phys. Med. Biol. 1993. Vol. 38. P. 805–832.
26. Ma C.-M., Nahum A. E. Monte Carlo calculated stem effect corrections for NE2561 and NE2571 chambers in medium-energy x-ray beams // Phys. Med. Biol. 1995. Vol. 40. P. 63–72.
27. Knight R.T., Nahum A.E. Depth and field-size dependence of ratios of mass energy absorption coefficient, water-to-air, for kV X-ray dosimetry // Proc. IAEA Int. Symp. on Measurement Assurance in Dosimetry. IAEA, Vienna, 1994. P. 361–370.
28. Ma C.-M., Seuntjens J.P. Mass energy-absorption coefficient and backscatter factor ratios for kilovoltage x-ray beams // Phys. Med. Biol. 1999. Vol. 44. P. 131–143.
29. Васильев В.Н., Коконцев А.А., Акулиничев С.В. Связь между кермой в воздухе и поглощенной дозой в воде при близкофокусной рентгенотерапии. // Мед. физика. 2013. № 3(59). С. 5–14.
30. Hubbell J.H. Review of photon interaction cross section data in the medical and biological context // Phys. Med. Biol. 1999. Vol. 44. P. R1–R22.
31. Hubbell J.H., Seltzer S.M. X-Ray Mass Attenuation Coefficients. Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements Z = 1 to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest. NISTIR 5632. NIST Standard Reference Database 126. 2004.

- <https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients>.
32. Grosswendt B. Dependence of the photon backscatter factor for water on source-to-phantom distance and irradiation field size // *Phys. Med. Biol.* 1990. Vol. 35. P. 1233–1245.
 33. Grosswendt B. Dependence of the photon backscatter factor for water on irradiation field size and source-to-phantom distance between 1.5 and 10 cm // *Phys. Med. Biol.* 1993. Vol. 38. P. 305–310.
 34. Klevenhagen S.C. Experimentally determined backscatter factors for x-rays generated at voltages between 16 and 140 kV // *Phys. Med. Biol.* 1989. Vol. 34. № 12. P. 1871–1882.
 35. Pinto M., Pimpinella M., Quini M. et al. A graphite calorimeter for absolute measurements of absorbed dose to water: application in medium-energy x-ray filtered beams // *Phys. Med. Biol.* 2016. Vol. 61. № 4. P. 1738–1764.
 36. Rapp B., Perichon N., Denoziere M. et al. The LNE-LNHB water calorimeter for primary measurement of absorbed dose at low depth in water: application to medium-energy x-rays // *Phys. Med. Biol.* 2013. Vol. 58. № 9. P. 2769–2786.
 37. Perichon N., Rapp B., Denoziere M. et al. Comparison between absorbed dose to water standards established by water calorimetry at the LNE-LNHB and by application of international air-kerma based protocols for kilovoltage medium energy x-rays // *Phys. Med. Biol.* 2013. Vol. 58. № 9. P. 2787–2806.
 38. de Prez L.A., de Pooter J.A. The new NMi orthovolt x-rays absorbed dose to water primary standard based on water calorimetry // *Phys. Med. Biol.* 2008. Vol. 53. № 13. P. 3531–3542.
 39. Krauss A., Bueermann L., Kramer H.-M., Selbach H.-J. Calorimetric determination of the absorbed dose to water for medium-energy x-rays with generating voltages from 70 to 280 kV // *Phys. Med. Biol.* 2012. Vol. 57. № 19. P. 6245–6268.
 40. Bancheri J., Ketelhut S., Bueermann L., Seuntjens J. Monte Carlo and water calorimetric determination of kilovoltage beam radiotherapy ionization chamber correction factors // *Phys. Med. Biol.* 2020. Vol. 65. № 10. Art. 105001.
 41. Soft X-ray chambers Type 34013, Type 23342 and Type 23344. User Manual. PTW Freiburg, 2009.
 42. Васильев В.Н., Сидорин В.П., Ставицкий Р.В. Энергетические спектры излучения рентгенотерапевтических аппаратов. // *Мед. техника.* 1985. № 1. С. 37–41.
 43. Васильев В.Н., Лебедев Л.А., Сидорин В.П., Ставицкий Р.В. Спектры излучения рентгеновских установок. Справочник – М.: Энергоатомиздат, 1990.
 44. Hill R., Mo Z., Baldock C. An evaluation of ionization chambers for the relative dosimetry of kilovoltage x-ray beams // *Med. Phys.* 2009. Vol. 36. № 9. P. 3971–3981.
 45. Snow J.R., Micka J.A., DeWerd L.A. Microionization chamber air-kerma calibration coefficients as a function of photon energy for x-ray spectra in the range of 20–250 kVp relative to ^{60}Co // *Med. Phys.* 2013. Vol. 40. № 4. Art. 041711.
 46. Perrin B.A., Whitehurst P., Cooper P., Hounsell A.R. The measurement of kch factor for application with the IPEMB very low energy dosimetry protocol // *Phys. Med. Biol.* 2001. Vol. 46. P. 1985–1995.
 47. Ipe N.E., Rosser K.E., Moretti C.J. et al. Air kerma calibration factors and chamber correction values for PTW soft x-ray, NACP and Roos ionization chambers at very low energies // *Phys. Med. Biol.* 2001. Vol. 46. P. 2107–2117.

A COMPARATIVE ANALYSIS OF THE PROTOCOLS FOR LOW AND MEDIUM ENERGY X-RAY THERAPEUTIC BEAMS ABSOLUTE CALIBRATION

V.N. Vasiliev, A.Yu. Smyslov, A.A. Kokontsev

Russian Scientific Center of Roentgenology & Radiology, Moscow, Russia

The paper presents a comparative review of the recommendations of national and international dosimetry protocols for absolute calibration of low and medium energy kilovoltage X-ray therapeutic beams with tube potential from 10 to 300 kV. The protocols of the American Association of Physicists in Medicine TG-61, the British Institute of Physics and Engineering in Medicine and Biology with addendum, the Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics, the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, as well as the German protocols DIN 6809 and the IAEA protocol TRS-398 were analyzed. The proposed methods of beam calibration are based on the in-air or in-phantom measurements using ionization chambers, calibrated in units of air kerma or absorbed dose to water. The requirements for ionization chambers and recommended chamber models, half value layer measurement technique, the completeness and accuracy of the conversion coefficients, correction factors and other reference data are discussed in detail. The materials of the protocols have been supplemented by the results of studies published after their release.

Key words: *kilovoltage X-ray therapy, air kerma, absorbed dose, phantom, half value layer*

E-mail: vnvasil57@gmail.com