

ПРЕОБРАЗОВАНИЕ ДОЗОВЫХ РАСПРЕДЕЛЕНИЙ В ФАНТОМЕ ИЗ ПММА В ДОЗОВОЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЕ В ВОДНОМ ФАНТОМЕ ДЛЯ МАЛЫХ ПОЛЕЙ, СОЗДАВАЕМЫХ ТОРМОЗНЫМ ИЗЛУЧЕНИЕМ

В.А. Климанов^{1,2}, Ж.Ж. Галяутдинова¹, Ю.С. Кирпичев³, М.А. Колыванова¹

¹ Федеральный медико-физический центр им. А.И. Бурнязяна, Москва

² Научно-исследовательский ядерный университет МИФИ, Москва

³ Национальный медицинский исследовательский центр онкологии
им. Н.Н. Блохина, Москва

Стандартные протоколы дозиметрических процедур лучевой терапии основаны на измерениях в водном фантоме. В то же время быстрые тесты гарантии качества подразумевают использования водо- или тканеэквивалентных твердотельных фантомов. Для корректной оценки полученных результатов требуется пересчет значений поглощенной дозы, полученных в твердотельном фантоме, в значения для водной среды.

Цель: Разработка методики перехода от измерений или расчета значений поглощенной дозы на оси пучков в твердотельном фантоме к значениям дозы в водном фантоме для малых полей высокоэнергетического тормозного излучения в условиях, когда ограничения теоремы масштабирования О'Коннора не выполняются.

Материал и методы: На основе результатов расчета методом Монте-Карло глубинных дозовых распределений в водном фантоме и в твердотельном фантоме из оргстекла (полиметилметакрилат или ПММА), создаваемых ускорителем Varian при генерации 15 и 18 МВ пучков тормозного излучения предложены два варианта преобразования распределений от фантома из ПММА в водный фантом. Первый предназначен для рутинных измерений факторов выхода ускорителя в зависимости от размеров поля и калибровки пучков на референсной глубине в водном фантоме. Во втором варианте определяется глубинное дозовое распределение в водном фантоме на глубине от 5,0 до 20 см по дозовому распределению в фантоме из ПММА.

Результаты: Найдены глубины точек в фантоме из ПММА, в которых доза равна дозе в водном фантоме на референсной глубине 10 см, для малых квадратных полей со стороной 0,5; 1,0; 2,0; 3,0; 4,0 и референсного поля 10×10 см и тормозных пучков 15 и 18 МВ спектра при SSD=90 и 100 см. Для определения дозовых распределений в водном фантоме для малых полей на глубине от 5 до 20 см из распределений в фантоме из ПММА.

Заключение: Предложена простая методика с использованием поправочного фактора масштабирования.

Ключевые слова: дистанционная лучевая терапия, дозиметрия малых полей, теорема О'Коннора, программа гарантии качества

Введение

Стандартные протоколы дозиметрических процедур лучевой терапии основаны на

измерениях в водном фантоме. В то же время быстрые QA-тесты подразумевают использования водо- или тканеэквивалентных твердо-

тельных фантомов. Для корректной оценки полученных результатов требуется пересчет значений поглощенной дозы, полученных в твердотельном фантоме (ТФ), в значения для водного фантома. В настоящее время для переноса дозовых распределений, измеренных или рассчитанных в среде с одной плотностью электронов, на среды с другой электронной плотностью, используется теорема О'Коннора [1]. Согласно теореме, если два блока материалов с разной плотностью электронов ρ_e , но с одинаковым атомным составом, облучаются одинаковым пучком фотонов, и если геометрия облучения (размер поля, размеры фантома и расстояние между источником и фантомом) масштабируется обратно пропорционально плотности электронов в блоках, то при условии, что все взаимодействия фотонов с веществом являются комптоновским рассеянием, флюенсы фотонов в соответствующих масштабированных точках относятся между собой по закону обратных квадратов. При выполнении условий теоремы соотношение флюенсов фотонов в водном и ТФ будет следующим:

$$\frac{\psi_w(z_w, r_w)}{\psi_m(z_{eq}, r_{eq})} = \left(\frac{SSD_{eq} + z_{eq}}{SSD_w + z_w} \right)^2, \quad (1)$$

где SSD_w и SSD_{eq} – расстояние источник–поверхность водного и твердотельном фантомах соответственно; r_w и r_{eq} – размер поля в фантомах; z_w и z_{eq} – глубины точек измерения в фантомах в водном и твердотельном фантомах, связанные между собой соотношением:

$$z_{eq} = \frac{\rho_{e,w}}{\rho_{e,m}} z_w, \quad (2)$$

где $\rho_{e,w}$ и $\rho_{e,m}$ – плотности электронов в воде и в материале ТФ.

Условия, где работает теорема масштабирования, не просто реализовать на практике. Часто удобнее провести калибровочные или рутинные проверочные измерения, не меняя SSD , r и размер фантома. В некоторых случаях появляется намерение применить ТФ для абсолютных измерений дозы. В этом случае возникает вопрос о том, как перейти от дозы или распределений дозы, измеренных в ТФ, к дозе или к распределениям дозы в водном фантоме. Возможна и обратная постановка задачи. Состав пластиковых фантомов и их гомогенность не всегда воспроизводятся единообразно произво-

дителями, и сравнение измеренных и рассчитанных конверсионных факторов может оказаться полезным для обнаружения подобных ситуаций.

Вопросы масштабирования дозовых распределений от ТФ к водным фантомам исследовались в ряде работ (например, [2–5]) для полей традиционных размеров при условии, что в точках измерения существует состояние равновесия заряженных частиц. В то же время, для малых полей эта проблема не исследовалась. Поэтому целью настоящей работы явилось развитие метода преобразования дозовых распределений, измеренных или рассчитанных в ТФ в фантомах из ПММА, в водный фантом для пучков высокоэнергетического тормозного излучения ускорителя компании Varian.

Материал и методы

В основе разработанного метода масштабирования лежит расчет дозовых распределений в водном и ТФ фантомах. В качестве ТФ был взят фантом из ПММА, применяемый для повседневной дозиметрии во многих клиниках России. Массовый состав этого пластика: Н – 0,0805; С – 0,5998; О – 0,3196. Номинальная массовая плотность ПММА равняется $\rho = 1,19 \text{ г/см}^3$, относительная (относительно воды) электронная плотность $\rho_e = 1,156$, эффективный атомный номер $z_{eff} = 5,85$. Фантомы облучались пучками тормозного излучения с максимальной энергией 15 и 18 МэВ, создаваемого ускорителем компании Varian. В работе изучались малые поля квадратного сечения с размером стороны 0,5; 1,0; 2,0; 3,0 и 4,0 см. Для привязки результатов к стандартным полям были проведены также расчеты для референсного поля $10 \times 10 \text{ см}$.

Данные по дозовым распределениям для малых полей и референсного поля были получены расчетом методом Монте-Карло с помощью системы EGSnrc (версия 2018 г.) [6, 7]. В работе была применена двухэтапная схема расчета.

На первом этапе с помощью программы BEAMnrc кода EGSnrc проводился расчет так называемых PSF-файлов (плоских источников) фазового пространства радиационного поля. Эти файлы содержат полную информацию о характеристиках фотонов, пересекающих виртуальные плоскости, где располагаются данные файлы. Для этого во входном файле

BEAMnrc детально в соответствии с описанием, полученном от компании Varian, задавалась геометрия головки ускорителя Varian при работе в режимах пучков 15 и 18 MV, включая: мишени, на которые нормально к поверхности падал пучок моноэнергетических электронов; первичный коллиматор; сглаживающие фильтры; зеркало; мониторные камеры; коллимационные шторки и выходное устройство. Геометрические параметры и расположение всех устройств задавались в соответствии с предоставленной нам компанией Varian специальной публикацией [8]. PSF-файлы генерировались на поверхности фантомов на расстоянии 90 и 100 см от мишени, что соответствовало способу облучения при постоянном SSD и изоцентрическому способу соответственно. Количество частиц в каждом файле во всех случаях было не меньше $1,5 \times 10^6$ фотонов/см². Геометрия моделирования PSF-файлов для водного фантома показана на рис. 1.

При моделировании переноса ионизирующего излучения через головку ускорителя использовались следующие значения параметров BEAMnrc: $ECUT=0,7$ MeV, $PCUT=0,01$ MeV, $ESTEPE=0,25$, $ESAVE=2,0$ MeV. Для увеличения количества тормозных фотонов применялась техника направленного расщепления тормозных фотонов в мишени (DBS) со значением $NBRSP=2000$, при этом направления вылета тормозных фотонов представлялись радиально симметричными, то есть изотропными по азимутальному углу. Пучок электронов, падающий на мишень, являлся моноэнергетическим с гауссовским радиальным распределением относительно оси пучка. Значение FWHM в соответствии с рекомендациями работы [9] было взято равным 0,17 см.

На втором этапе, учитывая изотропность источников в виде PSF-файлов по азимутальному углу, для расчета дозовых профилей в фантомах была применена программа DOSRZnrc (вариант с источником № 21), что позволило уменьшить статистическую неопределенность результатов. Параметры моделирования транспорта фотонов и электронов были взяты такими же как, в программе BEAMnrc, за исключением $ECUT$, значение которого равнялось 0,521 МэВ. Моделирование транспорта на этом этапе было аналоговым. Значения доз определялись в цилиндрических объемах радиусом 0,1 см и высотой 0,2 см, расположенных на геометрической оси пучков на расстояниях от 0,1 до 20,0 см от поверхности

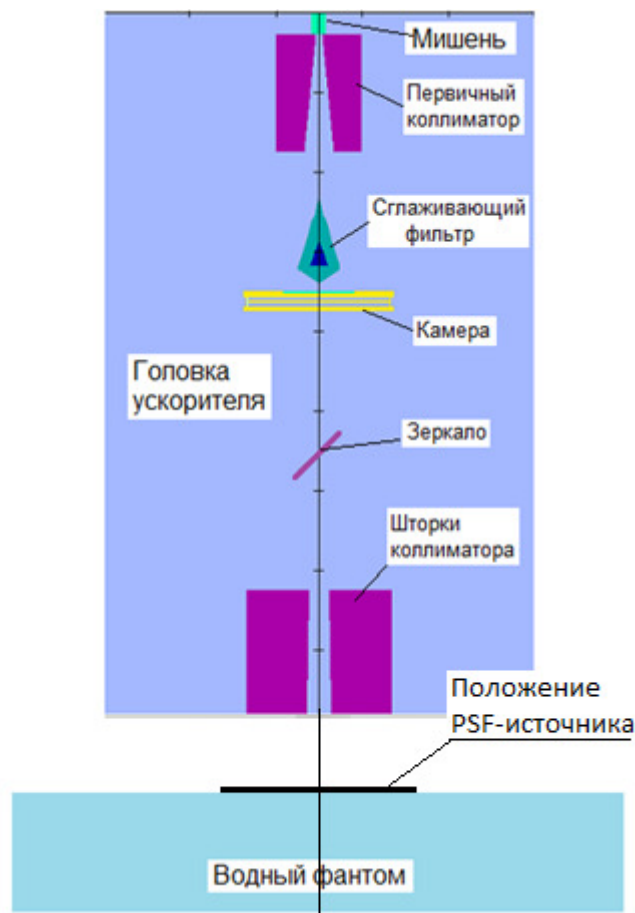


Рис. 1. Схематическая геометрия основных элементов головки ускорителя Varian, учитываемых при моделировании транспорта излучения, и водный фантом, на поверхности которого рассчитывались PSF-файлы для случая облучения при постоянном SSD

фантомов. Расчет дозовых распределений выполнялся до достижения относительной статистической неопределенности типа $A \leq 0,2$ %.

В работе были изучены два варианта преобразования. Первый вариант соответствовал стандартной процедуре определения факторов выхода ускорителя для разных размеров полей по измерениям дозы на глубине $z_{ref}=10,0$ см в водном фантоме через измерения (или расчет) дозы в фантоме из ПММА для тех же значений SSD, размера поля и качества пучка на глубине z_{equal} , где доза в фантоме из ПММА равняется дозе в референсной геометрии для водного фантома. Так как из-за большей плотности дозовое распределение в ПММА-фантоме после области накопления уменьшается быстрее, чем в

водном фантоме, то значение $z_{equal} \leq z_{ref}$. Задачей расчета в этом варианте было определение разницы:

$$\Delta z = z_{ref} - z_{equal} \quad (3)$$

Значение Δz зависит от спектра пучка, размера поля и значения SSD . В работе оно определялось из численного решения уравнения итерационным методом:

$$D_{PMMA}(Q, SSD, a, z_{equal}) = D_w(Q, SSD, a, z_{ref}) \quad (4)$$

относительно z_{equal} , где a – сторона квадратного поля; Q – качество пучка.

Во втором варианте масштабирование задачей являлось определение поправочного коэффициента масштабирования $k_{PMMA,w}$, позволяющего найти глубинное дозовое распределение в водном фантоме за область накопления на глубинах от 5,0 см до 20,0 см. Соответствующее уравнение для такого преобразования имеет вид:

$$\begin{aligned} D_w(Q, SSD, a, z_w) = \\ = D_{PMMA}(Q, SSD, a, z_{eq}) \cdot \left(\frac{SSD + z_{eq}}{SSD + z_w} \right)^2 \times \\ \times k_{PMMA,w}(Q, SSD, a), \end{aligned} \quad (5)$$

где $z_{eq} = \rho_e \times z_w$.

Уравнение для определения $k_{PMMA,w}$ вытекает из уравнения (5) в следующей форме:

$$\begin{aligned} k_{PMMA,w}(Q, SSD, a) = \\ = \frac{D_w(Q, SSD, a, z_w)}{D_{PMMA}(Q, SSD, a, z_{eq})} \cdot \left(\frac{SSD + z_w}{SSD + z_{eq}} \right)^2. \end{aligned} \quad (6)$$

Данный поправочный коэффициент учитывает разный вклад в дозу рассеянного излучения в обеих геометриях для пучка качеством Q и размером поля a и отсутствие равно-

весия заряженных частиц в малых полях и различие в коэффициентах поглощения энергии для материала твердотельного фантома и воды.

Результаты и обсуждение

Полученные в работе значения Δz , соответствующие первому варианту масштабирования для разных значений SSD , размеров полей и максимальных энергий фотонов в тормозном спектре приводятся в табл. 1.

При необходимости определить Δz для промежуточных значений размеров малых полей можно воспользоваться аппроксимационной формулой в виде полинома четвертого порядка, коэффициенты C_i для которой приводятся в табл. 2:

$$\Delta z(Q, SSD, a) = \sum_0^5 C_i(Q, SSD) \cdot a^i, \quad (7)$$

для $0,5 \leq a \leq 4,0$.

Значения Δz для промежуточных значений a в интервале $4,0 \leq a \leq 10,0$ см можно определить с помощью линейной интерполяции.

Неопределенность расчета Δz по формуле (7) с коэффициентами из табл. 2 находится в пределах $-1,0 \div 0,4$ %.

Полученные в работе значения поправочного фактора масштабирования $k_{PMMA,w}$ для пучков разного качества, разных значений SSD и размеров полей приводятся в табл. 3.

Неопределенность определения глубинных дозовых распределений в водном фантоме в диапазоне глубин от 5,0 до 20,0 см по формуле (5), используя экспериментальные или расчетные результаты, полученные для твердотельного фантома из ПММА, и найденные в работе значения поправочного фактора масштабирования, составляет $\pm 1,0$ %.

Анализ значений сдвига Δz , представленные в табл. 1, показывают, что при самых ма-

Таблица 1

Значения Δz , соответствующие равным значениям дозы в водном фантоме на референсной глубине $z_{ref} = 10$ см и в фантоме из ПММА на глубине $z_{ref} - \Delta z$ для разных SSD , размеров полей и максимальных энергий тормозных пучков ускорителя компании Varian

Спектр фотонов	SSD, см	Размер стороны квадратного поля, см					
		0,5	1,0	2,0	3,0	4,0	10,0
15 MB	90	0,18	0,59	1,02	1,24	1,32	1,48
	100	0,22	0,64	1,08	1,30	1,37	1,49
18 MB	90	0,10	0,41	1,00	1,24	1,35	1,53
	100	0,11	0,48	1,00	1,28	1,46	1,63

Таблица 2

Значения коэффициентов аппроксимационной формулы (7) для фотонов разного спектра и разных SSD

Спектр фотонов	SSD, см	C_0	C_1	C_2	C_3	C_4
15 МВ	90	-4,6514-01	1,5924-01	-6,7833-01	1,5548-01	-1,4381-02
	100	-4,3971-01	1,6269-00	-6,9000-01	1,5738-01	-1,4571-02
18 МВ	90	-4,3971-01	1,6269-00	-6,9000-01	1,5738-01	-1,4571-02
	100	-2,1313-01	5,2571-01	3,2667-01	-1,8286-01	2,3619-02

Таблица 3

Значения поправочного фактора масштабирования $k_{ПММА, W}$ для фотонов разного качества, разных значений SSD и размеров полей

Спектр фотонов	SSD, см	Сторона квадратного поля, см					
		0,5	1,0	2,0	3,0	4,0	10,0
15 МВ	90	1,043	1,019	0,992	0,981	0,977	0,970
	100	1,036	1,016	0,990	0,978	0,975	0,970
18 МВ	90	1,046	1,023	0,995	0,980	0,973	0,967
	100	1,044	1,020	0,991	0,978	0,972	0,967

лых полях этот сдвиг невелик и растет с увеличением размера поля. Причина такого поведения зависимости Δz от размера поля заключается, с одной стороны, в очень малом вкладе в дозу рассеянного излучения при минимальных размерах полей и, с другой стороны, в сильном влиянии нарушения равновесия заряженных частиц при уменьшении размеров поля. Это влияние приводит к тому, что дозы от нерассеянного излучения оказываются очень близкими, хотя радиологические глубины (произведение геометрического размера на плотность электронов) в фантомах отличаются при одних и тех же геометрических глубинах. Следует учитывать также то, что один и тот же геометрический размер поля в радиологических единицах для фантома из ПММА оказывается примерно на 15 % больше, чем в водном фантоме.

Значения поправочного фактора масштабирования, в отличие от Δz , наоборот, возрастают с уменьшением размера поля. Этот эффект можно объяснить изменением радиологических размеров поля и степени нарушения равновесия заряженных частиц при переходе от одного фантома к другому.

Заключение

Таким образом, для малых полей и пучков тормозного излучения с максимальной энер-

гией 15 и 18 МэВ разработаны простые методики преобразования глубинных дозовых распределений, определенных в твердотельном фантоме из оргстекла (ПММА), на водный фантом в условиях, когда ограничения теоремы масштабирования О'Коннора не выполняются, то есть не масштабируются SSD, размер поля и размеры твердотельного фантома. Предложены два варианта преобразования. Один предназначен для рутинных измерений факторов выхода ускорителя в зависимости от размеров поля и калибровка пучков на референсной глубине в водном фантоме. Во втором варианте определяется глубинное дозовое распределение в водном фантоме на глубине от 5,0 до 20,0 см по дозовому распределению в фантоме из ПММА.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ и СИТМА в рамках научного проекта № 18-52-34008.

Список литературы

1. O'Konnor J.E. The variation of scattered X-rays with density in an irradiated body // Phys. Med. Biol., 1957. Vol. 1. P. 352-369.
2. Pruitt J.S., Loevinger R. The photon-fluence scaling theorem for Compton-scattered

- radiation // *Med. Phys.* 1982. Vol. 9. P. 176–179.
3. Nutbrown R.F., Duane S., Shipley D.R., Thomas R.A.S. Evaluation of factors to convert absorbed dose calibrations from graphite to water for the NPL high-energy photon calibration service // *Phys. Med. Biol.* 2002. Vol. 47. P. 441–454.
 4. Nutbrown R.F., McEwen M.R., Thomas R.A.S. et al. Comparison of conversion factors for X-ray beams from a Philips SL15 and the NPL linear accelerator // *Phys. Med. Biol.* 2001. Vol. 46. P. N245–N252.
 5. Seuntjens J., Olivares M., Evans M., Podgorsak E. Absorbed dose to water reference dosimetry using solid phantoms in the context of absorbed-dose protocols // *Med. Phys.* 2005. Vol. 32. № 9. P. 2945–2953.
 6. Kawrakow I., Mainegra-Hing E., Rogers D. et al. The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport // NRCC Report PIRS-701. 2013.
 7. <http://nrc-cnrc.github.io/Egsnrc>.
 8. VARIAN medical systems. Monte Carlo Data Package. High Energy Accelerator. DWG 100040466-02.
 9. Sheikh-Bagheri D., Rogers D.W.O. Sensivity of megavoltage photon beams Monte Carlo simulation to electron beam and other parameters // *Med. Phys.* 2002. Vol. 29. № 3. P. 379–390.

TRANSFORMATION OF DOSE DISTRIBUTIONS IN A PHANTOM FROM PMMA TO A DOSE DISTRIBUTION IN A WATER PHANTOM FOR SMALL FIELDS CREATED BY BREMSSTRAHLUNG RADIATION WITH MAXIMUM ENERGIES OF 15 AND 18 MeV

V.A. Klimanov^{1,2}, J.J. Smirnova¹, Yu.S. Kirpichev³, M.A. Kolyvanova¹

¹ A.I. Burnazyana Federal Medical Biophysical Center, Moscow, Russia

² National Research Nuclear University MEPhI, Moscow, Russia

³ NMIC Oncology N.N. Blokhina, Moscow, Russia

Standard protocols for radiation therapy dosimetry are based on measurements in a water phantom. At the same time, rapid QA tests involve the use of water or tissue-equivalent solid-state phantoms. For a correct assessment of the results obtained, it is necessary to recalculate the values of the absorbed dose obtained in a solid-state phantom into values for an aqueous medium.

Purpose: To develop a technique for the transition from measurements or calculation of the values of the absorbed dose on the axis of the beams in a solid phantom to the values of the dose in a water phantom for small fields of high-energy bremsstrahlung under conditions when the limitations of the O'Connor scaling theorem are not satisfied.

Material and methods: Based on the results of Monte Carlo calculations of depth dose distributions in a water phantom and in a solid-state PMMA phantom, created by the Varian accelerator with the generation of 15 and 18 MV bremsstrahlung beams, two variants of scaling the distributions from the PMMA phantom to the water phantom are proposed. The first one is designed for routine measurements of accelerator output factors depending on the field size and beam calibration at a reference depth in a water phantom. In the second version, the depth dose distribution in the water phantom at a depth of 5.0 to 20 cm is determined from the dose distribution in the PMMA phantom.

Results: The work found the depths of points in a PMMA phantom, in which the dose is equal to the dose in the water phantom at a reference depth of 10 cm, for small square fields with a side of 0.5; 1.0; 2.0; 3.0; 4.0 and a reference field of 10×10 cm and bremsstrahlung beams of 15 and 18 MV spectrum at SSD = 90 and 100 cm. To determine dose distributions in a water phantom for small fields at a depth of 5 to 20 cm from the distributions in a phantom from PMMA, a simple technique is proposed using the scaling correction factor.

Conclusion: The results and techniques obtained in this work make it possible to simplify routine verification and calibration measurements by replacing the water phantom with a solid-state phantom from PMMA.

This work was carried out with the financial support of the Russian Foundation for Basic Research and SITMA within the framework of scientific project No. 18-52-34008.

Key words: *distant radiation therapy, dosimetry of small fields, O'Connor's theorem, Quality Assurance program*

E-mail: yaklimanov@mail.ru