

ИССЛЕДОВАНИЕ ОТНОШЕНИЯ ВЫХОДНЫХ ДОЗ, СОЗДАВАЕМЫХ ПУЧКАМИ ФОТОНОВ В УСЛОВИЯХ ПОЛУБЕСКОНЕЧНОЙ И БАРЬЕРНОЙ ГЕОМЕТРИЙ ВОДНОЙ СРЕДЫ

М.А. Колыванова^{1,3}, В.А. Климанов^{2,3}

¹ Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И. Бурназяна
ФМБА России, Москва

² Национальный исследовательский ядерный университет “МИФИ”, Москва

³ Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, Москва

Методом Монте-Карло по программе EGSnrs выполнен расчет поправочных факторов для определения пространственного распределения выходной дозы в барьерной геометрии по данным, полученным в полубесконечной геометрии, для пучков фотонов 1,25 МэВ и со спектром тормозного излучения с максимальной энергией 6, 15 и 18 МэВ. Предложено аппроксимационное аналитическое выражение для расчета значений этих факторов при разных поперечных размерах пучков и толщин слоев воды.

Ключевые слова: метод Монте-Карло, 3D-дозиметрической планирование, расчет выходной дозы

Введение

В лучевой терапии пучками фотонов для расчета дозовых распределений внутри тела пациента используются системы 3-мерного планирования. В большинстве случаев применяются методы расчета доз, основанные на моделях тонкого и дифференциального тонкого лучей (например, XIO и Monaco фирмы Elekta или Eclipse фирмы Varian) и алгоритмах свертки / суперпозиции (Convolution/Superposition) [1, 2]. Дозовые распределения (дозовые ядра) для этих элементарных источников получают предварительно, используя метод Монте-Карло или преобразуя набор экспериментальных дозовых распределений поглощенной дозы в водной среде в полубесконечной геометрии. В процессе ввода в эксплуатацию параметры исходных моделей планирующей системы адап-

тируют применительно к каждому конкретному радиотерапевтическому аппарату. Дозовые ядра корректируют с помощью экспериментальных данных (профилей радиационного пучка, процентной глубинной дозы, факторов выхода и т.д.), измеряемых в водном фантоме также фактически в полубесконечной геометрии. Фантом имеет стандартные размеры 40–50 см, а глубина, на которой производятся измерения, не превышает 35 см, то есть фантом можно назвать гомогенной полубесконечной средой. Однако пациент имеет конечные размеры, и тело пациента при облучении больше соответствует барьерной геометрии, из-за чего возникает погрешность при расчете “выходной дозы” (доза на выходе пучка вблизи границы тела).

Доза в точке детектирования состоит из двух компонент: дозы от первичного пучка и дозы от рассеянного излучения. В обеих ком-

понентах определенный вклад создает излучение (вторичные электроны и рассеянные фотоны), приходящее в окрестности точки детектирования после взаимодействия с той частью среды, которая расположена дальше по пучку (на большей глубине), чем точка детектирования. Поэтому вблизи границы раздела ткань–воздух при дистанционном облучении возникает область нарушения электронного равновесия, в которой уменьшаются обе компоненты дозы по сравнению со случаем полубесконечной геометрии.

Таким образом, в случаях поверхностного расположения опухоли в теле человека при изоцентрическом облучении может возникнуть неточность в расчете реальной дозы в мишени в связи с тем, что значения дозовых ядер определяются исходя из данных, изначально полученных из распределений дозы в полубесконечной водной среде. По этой же причине при изоцентрическом облучении создается погрешность расчета дозы в коже, которая относится к группе критических органов.

Существует множество публикаций, посвященных исследованию поверхностной дозы в области накопления дозы (build-up) [3–5], в то время как проблема выходной дозы исследована недостаточно. В литературе имеется только одна достаточно давняя статья [6], в которой подтверждается уменьшение значений выходных доз вблизи границы раздела воздух–вода по сравнению с распределением дозы в полубесконечной геометрии для фотонов 1,25 МэВ и 25 МВ. Однако детального анализа проблемы работа [6] не содержит. Таким образом, исследование возмущения дозового распределения в воде из-за наличия границы раздела воды с воздухом является актуальной задачей.

В работе проведен расчет поправочных факторов для определения значений выходной дозы из данных по полубесконечной геометрии для фотонов с энергией 1,25 МэВ и со спектром тормозного излучения с максимальной энергией 6, 15 и 18 МэВ. Предложено аппроксимационное аналитическое выражение для расчета значений этих факторов при разных поперечных размерах пучков и толщин слоев воды.

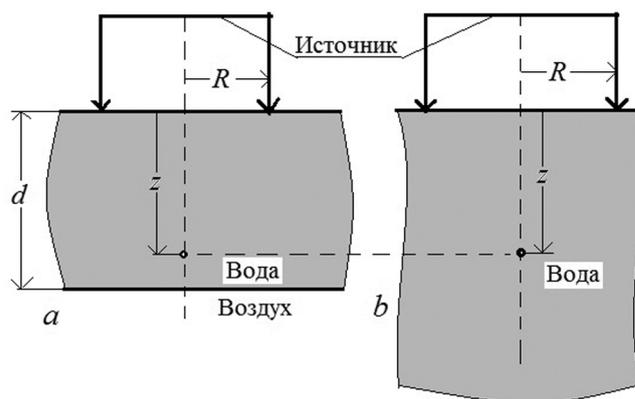


Рис. 1. Схема модельного расчета: а – барьерная среда (вода–воздух), б – полубесконечная водная среда. z – глубина точки детектирования, d – толщина водной среды. R – радиус пучка фотонов

Материал и методы

Область влияния границы раздела вода–воздух на распределение доз в воде простирается примерно на 10 см от границы вверх по пучку. Так как расстояние от источника до облучаемой поверхности обычно ~100 см, то можно считать, что поперечные размеры пучка в этом районе изменяются мало. Учитывая данное обстоятельство, расчет поправочных факторов для определения выходной дозы был проведен для мононаправленных дисковых источников в геометрии, показанной на рис. 1. Значения поправочного фактора для полной и рассеянной выходной дозы определялись из соотношения

$$CF(d-z, R) = D_{rp}(d-z, R) / D_x(z, R), \quad (1)$$

где $D_{rp}(d-z, R)$ – значение дозы (полной или рассеянной) на глубине z на оси пучка для толщины фантома d (т.е. вблизи границы раздела вода–воздух); d – толщина водного слоя (рис. 1а); z – глубина точки детектирования (рис. 1а); D_x – доза в той же точке в геометрии полубесконечной водной среды.

Значения поглощенной дозы в геометрии полубесконечной и барьерной среды определяли методом Монте-Карло по программе EGSnrs. Для исследований выбраны четыре толщины барьерной среды d=15, 20, 30 и 40 см. Расчет проводили для четырех спектров фотонов (1,25 МэВ, 6, 15 и 18 МВ) и для шести различных радиусов пучка R (0,5; 1, 2, 5, 10 и

20 см). Точки детектирования располагались на оси пучка через каждые 5 мм. Расчет в каждом случае выполнялся для $3 \cdot 10^7$ историй со статистической погрешностью для рассеянной дозы $\leq 1-2\%$.

Анализ результатов расчета поправочных факторов для рассеянного излучения, как более чувствительного к влиянию границы раздела, показал, что их зависимость от разности между положением точки детектирования и толщиной фантома ($d-z$) можно описать аппроксимационным выражением в виде:

$$CF = a_1 + a_2(1 - e^{-a_3(d-z)}), \quad (2)$$

где a_1 , a_2 , a_3 – коэффициенты аппроксимационной формулы, зависящие от толщины слоя воды d , спектра и поперечных размеров пучка. При такой аппроксимации коэффициент a_1 по физическому смыслу представляет собой значение поправочного фактора при $d-z=0$. Коэффициенты a_2 и a_3 определяют поведение кривой и скорость ее выхода на плато.

На рис. 2 представлен пример обработки расчетных данных для двух спектров тормозных фотонов (6 и 18 МВ) при одинаковых начальных условиях ($R=2$ см, $d=15$ см). Для увеличения точности подбора аппроксимационных коэффициентов перед началом поиска производили полиномиальное сглаживание расчетных данных (кривая 2 на рис. 2).

Результаты

Полученные значения коэффициентов аппроксимационной формулы (2) для определения поправочных факторов для рассеянного компонента выходной дозы представлены в табл. 1. На рис. 3 показан пример зависимости фактора CF для рассеянного компонента дозы от переменной ($d-z$) для разных спектров и размеров пучков. Поведение кривых определяется, в основном, конкуренцией двух эффектов: с одной стороны, с увеличением средней энергии пучка увеличивается направленность рассеянного излучения вперед, что уменьшает возмущающее влияние границы раздела. С другой стороны, увеличение средней энергии увеличивает средний пробег фотонов и среднюю энергию рассеянного излучения, что увеличивает расстояние от границы, на котором это возмущающее влияние имеет существенное значение. Как и следовало ожидать, увеличе-

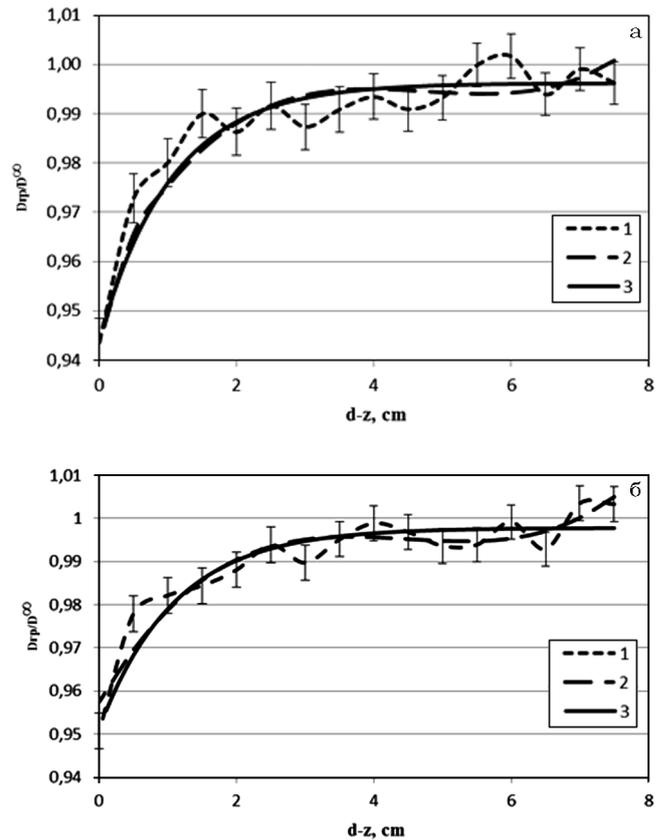


Рис. 2. Отношение дозовых распределений в интервале z от 7,5 до 15 см для рассеянного компонента фотонов с энергией: а) 6 МВ, б) 18 МВ при радиусе пучка 2 см. 1 – расчетные данные, 2 – полиномиальное сглаживание расчетных данных, 3 – аналитическая аппроксимация расчетных данных

ние радиуса пучка приводит к более медленному выходу кривой на плато и к увеличению вклада рассеянного излучения для полубесконечной среды.

Стоит отметить, что не все значения аппроксимационных коэффициентов строго согласуются между собой. Это можно объяснить использованием аппроксимационного подхода к описанию результатов, влиянием статистических погрешностей исходных данных, полученных методом Монте-Карло, и сложением погрешностей при расчете дробных функционалов. Общая погрешность результатов расчета по формуле (2) поправочных факторов относительно результатов прямых расчетов по методу Монте-Карло оценивается нами как менее 2%.

Таблица 1

Значения коэффициентов a_1 , a_2 и a_3 аппроксимационной формулы (2) для рассеянного компонента дозы в зависимости от спектра, радиуса пучка фотонов и толщины слоя воды, см

		a_1 d=15				a_1 d=20			
E, МэВ	R, см	1,25	6	15	18	1,25	6	15	18
0,5		0,963	0,966	0,973	0,961	0,978	0,952	0,976	0,962
1		0,955	0,959	0,953	0,962	0,954	0,945	0,965	0,963
2		0,939	0,944	0,95	0,951	0,941	0,939	0,955	0,949
5		0,91	0,92	0,924	0,929	0,917	0,919	0,931	0,933
10		0,87	0,879	0,89	0,892	0,883	0,889	0,904	0,904
20		0,811	0,822	0,84	0,839	0,829	0,84	0,858	0,858
		a_1 d=30				a_1 d=40			
E, МэВ	R, см	1,25	6	15	18	1,25	6	15	18
0,5		0,97	0,975	0,984	0,962	0,934	0,996	1,001	0,963
1		0,961	0,972	0,976	0,946	0,952	0,998	0,999	0,962
2		0,936	0,949	0,962	0,934	0,949	0,998	0,998	0,948
5		0,915	0,926	0,94	0,919	0,922	0,993	0,993	0,926
10		0,888	0,901	0,918	0,898	0,893	0,981	0,979	0,907
20		0,845	0,864	0,882	0,865	0,854	0,955	0,946	0,878
		a_2 d=15				a_2 d=20			
E, МэВ	R, см	1,25	6	15	18	1,25	6	15	18
0,5		0,035	0,033	0,021	0,044	0,022	0,051	0,023	0,034
1		0,044	0,037	0,031	0,041	0,042	0,055	0,036	0,033
2		0,056	0,052	0,044	0,046	0,052	0,059	0,044	0,045
5		0,078	0,07	0,063	0,061	0,07	0,072	0,063	0,055
10		0,104	0,096	0,079	0,08	0,097	0,093	0,078	0,072
20		0,14	0,127	0,01	0,102	0,135	0,124	0,103	0,095
		a_2 d=30				a_2 d=40			
E, МэВ	R, см	1,25	6	15	18	1,25	6	15	18
0,5		0,059	0,023	0,012	0,039	0,059	0,0002	0,003	0,041
1		0,0429	0,029	0,024	0,052	0,048	0,011	0,002	0,033
2		0,062	0,05	0,037	0,062	0,06	0,003	0,002	0,047
5		0,074	0,063	0,049	0,071	0,072	0,007	0,006	0,067
10		0,094	0,079	0,062	0,082	0,098	0,017	0,019	0,077
20		0,127	0,104	0,085	0,097	0,128	0,042	0,047	0,091
		a_3 d=15				a_3 d=20			
E, МэВ	R, см	1,25	6	15	18	1,25	6	15	18
0,5		1,545	1,931	2,824	1,273	1,93	1,332	1,1	2,535
1		0,977	1,33	1,909	0,798	1,691	1,215	1,115	2,005
2		0,817	0,946	1,308	0,908	1,087	0,935	0,795	1,394
5		0,518	0,584	0,885	0,661	0,547	0,631	0,615	0,893
10		0,397	0,43	0,614	0,507	0,381	0,421	0,473	0,599
20		0,305	0,334	0,463	0,391	0,298	0,33	0,365	0,434
		a_3 d=30				a_3 d=40			
E, МэВ	R, см	1,25	6	15	18	1,25	6	15	18
0,5		0,187	1,03	5,791	1,277	1,493	6,523	0,177	2,749
1		0,564	1,04	1,001	1,825	0,544	0,008	0,953	2,14
2		0,822	0,907	1,029	1,642	0,224	0,377	0,209	0,838
5		0,658	0,907	1,008	1,323	0,381	0,154	0,083	0,921
10		0,461	0,558	0,589	0,934	0,315	0,182	0,132	0,743
20		0,327	0,38	0,394	0,613	0,285	0,105	0,101	0,569

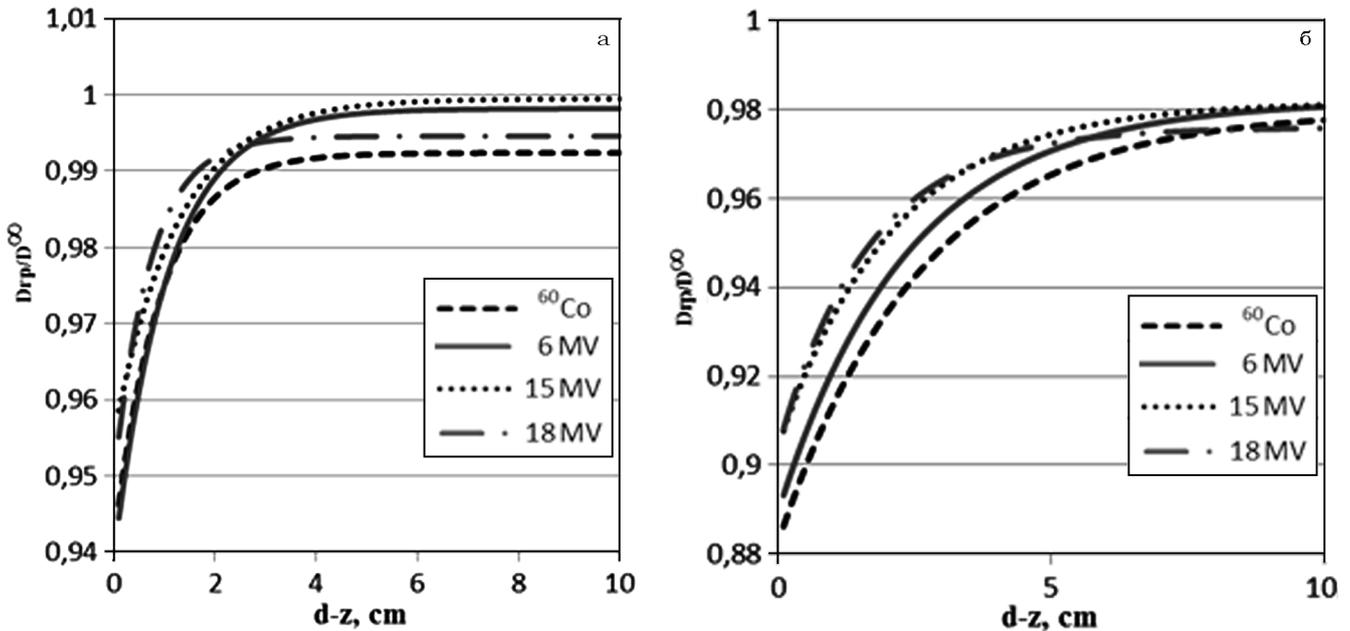


Рис. 3. Зависимости поправочного фактора для рассеянного компонента дозы от переменной ($d-z$) для разных спектров фотонов (1,25 МэВ, 6, 15 и 18 МВ) при глубине водной среды $d=20$ см и радиусе пучка R в случае: а) 2 см, б) 10 см

Заключение

Современная лучевая терапия требует повышения суммарной точности подведения дозы к пациенту до 3–5 %. Это требует совершенствования методики расчета дозы при переходе от гомогенной водной среды к гетерогенной и ограниченной в поперечных размерах геометрии человеческого тела. Адекватность экспериментальных данных, вводимых в планирующие системы и используемых для корректировки исходных дозовых ядер и дозовых распределений при привязке к конкретным аппаратам, является одной из многих составляющих гарантии качества лучевой терапии. Эти экспериментальные данные измеряются в условиях полубесконечной геометрии, в то время как облучение пациентов производится в геометрии, более близкой к барьерной.

При моделировании методом Монте-Карло процесса прохождения пучка фотонов различной энергии и размеров через водную среду было установлено, что в реальных условиях облучения при наличии границы раздела вода–воздух вклад от обратного рассеяния может достигать от 4 % для малых размеров

полей до 11 % при максимальном размере поля. Неучет этого эффекта является особенно значимым для расчета распределений дозы при изоцентрическом облучении опухолей, расположенных близко к поверхности тела пациента, и проверке соответствия кожной дозы толерантным значениям. Точность расчета дозовой нагрузки на кожу является одним из показателей при выборе плана облучения, и ее завышение приводит к снижению возможной дозы в мишени. На практике введение поправочных факторов в значение выходящей дозы можно рекомендовать, например, при дозиметрическом планировании лечения рака молочной железы или области головы–шеи, для которых особенно критичны дозы вблизи поверхности и в коже пациента.

Список литературы

1. Mayles P., Nahum A., Rosenwald J.C. Handbook of radiotherapy physics. Theory and Practice, 2007.
2. Климанов В.А. Радиобиологическое и дозиметрическое планирование лучевой и ра-

- дионуклидной терапии. Часть 1. – М.: изд. НИЯУ МИФИ, 2011.
3. Olch J., Gerig Lee, Li Heng et. al. Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: Report of AAPM Task Group 176. // *Med. Phys.* 2014. Vol. 41. № 6.
 4. Alashrah S, Kandaiya S, Maalej N, El-Taher A. Skin dose measurements using radiochromic films, TLD and ionization chamber and comparison with Monte Carlo simulation // *Radiat. Prot. Dosimetry*. 2014. Vol. 162. P. 338–344.
 5. Seppala J.K., Kulmala J.A. Increased beam attenuation and surface dose by different couch inserts of treatment tables used in megavoltage radiotherapy // *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2011. Vol. 12. P. 15–23.
 6. Woo M.K. Analysis of photon beam exit dose using photon point kernels // *Phys. Med. Biol.* 1994. Vol. 39. P. 687–702.

INVESTIGATION OF PHOTON BEAM EXIT DOSE RATIO AT SEMI-INFINITY AND BARRIER GEOMETRY IN WATER ENVIRONMENT

M.A. Kolyvanova^{1,3}, V.A. Klimanov^{2,3}

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

² National Research Nuclear University “MEPhI”, Moscow, Russia

³ M.V. Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russia

With the help of EGSnrs code of Monte Carlo method, using calculation of correction factors for definition of spatial distribution of an exit dose in barrier geometry from the data received in semiinfinite geometry, for photon beams with energy 1.25 MeV and 6, 15 and 18 MV is executed. The approximation analytical expressions are proposed for calculating the values of the factors for beam with different cross section and water layer thicknesses.

Key words: *Monte-Carlo method, 3D treatment planning, exit dose calculation*

E-mail: kolyvanova@physics.msu.ru