

Математическая модель источника терапевтического пучка электронов клинического линейного ускорителя

Аннотация

Представлены результаты разработки численной модели терапевтического пучка электронов клинического ускорителя, необходимой для решения задач по формированию поперечного профиля полей, предназначенных для процедур лучевой терапии. В работе создана модель источника электронов, имеющая основные элементы, характерные для медицинских ускорителей, в том числе стандартный аппликатор, предназначенный для формирования профиля пучка. Показана хорошая точность созданной модели путем сравнения расчетных данных глубинного распределения дозы электронов в воде с результатами эксперимента, полученными на медицинском ускорителе.

Введение

Электронная лучевая терапия является одним из основных методов лечения онкологических заболеваний. основополагающим принципом лучевой терапии является уничтожение злокачественных клеток при минимизации повреждения нормальных тканей, находящихся вблизи области облучения [1]-[6]. В зоне облучения ионизирующее излучение разрушает генетический материал как злокачественных клеток, что препятствует их дальнейшему росту и делению, так и нормальных клеток, что приводит к замедлению восстановительного процесса. Некорректное определение границ облучаемого объема может привести к возникновению рецидива в случае недооблучения очага или к острым постлучевым реакциям в случае переоблучения [1]. Таким образом, при проведении сеансов облучения существует необходимость формирования поперечных профилей полей с учетом анатомических особенностей пациентов, что не просто в случаях, когда новообразование имеет сложную форму и расположено близко к критическим органам.

Вопросом формирования терапевтических полей электронов занимаются все производители клинических ускорителей, при этом в комплектацию установок входят стандартные наборы аппликаторов и блоков, не позволяющие создавать поля произвольной формы [2]-[4].

Для формирования сложных полей электронных пучков, учитывающих анатомические особенности пациентов, необходимо применять дополнительные средства. общепринятой мировой практикой в онкологических центрах является применение специально изготовленных индивидуальных металлических коллиматоров сложной формы. Эти устройства создаются путем плавки или резки металла. Необходимо отметить, что эти методы изготовления изделий имеют ряд особенностей, накладывающих ограничения на их использование, связанные с токсичностью металлических паров, стоимостью оборудования, необходимой квалификацией персонала и требованиями к помещению с соответствующей системой вентиляции [5].

Решением может стать применение технологий 3D-печати [6], скорость и простота которых обеспечивают преимущества перед существующими методами. На первом этапе разработки метода индивидуального формирования поперечного профиля полей клинических электронных пучков изделиями, изготовленными при помощи аддитивных технологий, необходимо создать численную модель выведенного пучка электронов клинического ускорителя, которая позволит оценивать распределение пучка в различных средах.

Материалы и методы

Моделирование проводилось с помощью инструментария «GEANT4» методом Монте-Карло. Применение метода Монте-Карло для расчета поглощенной дозы основывается на фундаментальных физических принципах взаимодействия частиц с веществом и с хорошей точностью моделирует прохождение пучка электронов для задач лучевой терапии [7]-[9].

В рамках данной работы необходимо разработать численную модель, способную прогнозировать распределение дозы в объеме поглотителя, основываясь на экспериментальных данных. Для этого удобно использовать такую характеристику, как глубинное распределение дозы (ПГД) в среде, определенное по центральной оси пучка для каждой энергии электронов конкретного терапевтического ускорителя [9], [10]. Форма данной кривой будет обусловлена энергетическим спектром пучка электронов и поглощающим материалом. Энергии пучков 6, 8, 10, 12, 15, 18 и 20 МэВ, заявленные в технической документации, принято считать номинальными энергиями, так как на фактическое энергетическое распределение влияют конструктивные особенности головки ускорителя, т. е. система вывода и формирования пучка.

Для разработки численной модели клинического ускорителя необходимо определить значения средней энергии пучка электронов на поверхности мишени, в качестве которой служит водный фантом. В ряде международных публикаций [10]-[12] определены общепринятые эмпирические зависимости между средней энергией на поверхности фантома \bar{E}_0 [МэВ] и глубиной R_{50} [см], на которой максимальная поглощенная доза уменьшается в два раза:

$$\bar{E}_0 = 2,33R_{50}; \quad (1)$$

$$\bar{E}_0 = 0,656 + 2,059R_{50} + 0,022R_{50}^2. \quad (2)$$

В работах [10]-[12] показано, что различие в определении значений \bar{E}_0 с применением двух выражений (1) и (2) составляет $\pm 0,3$ МэВ для диапазона энергий пучка электронов 5...50 МэВ. Значение R_{50} можно определить из кривой ПГД, полученной экспериментально.

В данной работе были использованы ПГД пучка электронов в водном фантоме, экспериментально полученные с применением международных протоколов по проведению клинической дозиметрии для терапевтического линейного ускорителя «ONCOR Impression Plus» фирмы «Siemens» (Московская городская онкологическая больница № 62) [13]. ПГД клинических пучков электронов с энергиями 6...18 МэВ в водном фантоме были определены в соответствии с международными рекомендациями TRS-397 [10] для стандартных условий облучения: расстояние источник-поверхность (РИП) – 100 см, стандартный аппликатор с размером поля 10×10 см², расстояние от переднего края аппликатора до поверхности фантома – 5 см. Максимальная неопределенность в определении поглощенной дозы по протоколу TRS-397 составляет 2 % [10]. Для данного ускорителя ПГД были измерены клиническим дозиметром «Dose-1» [14] в комплекте с цилиндрической ионизационной камерой SNC125c [15] в водном фантоме «3D Scanner» и обработаны с использованием программного обеспечения «SNC Dosimetry» [16].

На основе полученных данных были определены R_{50} для номинальных энергий электронов 6, 12 и 18 МэВ, которые и составили 2,2; 4,7 и 7,7 см соответственно. После чего по формулам (1), (2) были рассчитаны значения энергии на поверх-

ности фантома по уравнению (1): 5,1; 10,9 и 17,9 МэВ; по уравнению (2): 5,3; 10,8 и 17,8 МэВ для номинальных энергий электронов 6, 12 и 18 МэВ соответственно. Параметры определялись с точностью ~ 4 %.

Расчетные данные средней энергии пучка электронов на поверхности водного фантома, полученные при помощи формул (1) и (2), хорошо согласуются между собой, максимальное различие не превышает 0,2 МэВ, что соответствует литературным данным [10].

Результаты

Была создана упрощенная численная модель с применением инструментария «GEANT4». Плоский мононаправленный квадратный пучок электронов (равномерное распределение частиц по площади источника) размером $10 \times 10 \text{ см}^2$ падает на кубический водный фантом размером $30 \times 30 \times 30 \text{ см}^3$, РИП – 1 мм (рис. 1).

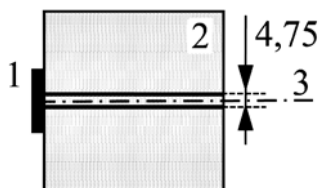


Рис. 1. Простая геометрия численного моделирования:
1 – источник электронов; 2 – водный фантом;
3 – расчетная ось

Размер вокселя, определяющего минимальный объем, для которого осуществлялись расчеты, соответствовал поперечным размерами активной области ионизационной камеры SNC125с и составил $4,75 \times 4,75 \times 0,5 \text{ мм}^3$ [15]. Моделирование проводилось в объеме фантома по центральной оси пучка.

Так как реальный клинический пучок электронов не является моноэнергетическим, при выборе средней энергии пучка было принято решение взять за основу \bar{E}_0 , рассчитанное по формуле (2). Затем были проведены расчеты по определению энергетического разброса электронов в пучке. В модели использовалась встроенная функция инструментария «GEANT4», позволяющая задавать гауссово распределение энергии через среднюю энергию пучка \bar{E}_0 и среднеквадратическое отклонение σ . Для каждой \bar{E}_0 были рассчитаны ПГД по центральной оси пучка с разным значением σ . Оптимальное значение энергетического разброса электронов определялось по наилучшему совпадению R_{50} для кривых, полученных экспериментально и при моделировании. Для всех энергий было определено, что оптимальным является $\sigma = 3 \%$. При моделировании число разыгранных историй первичных электронов составляло 10^8 . Статистическая погрешность для всех расчетных результатов составляла менее 1 %.

Рис. 2 иллюстрирует сравнение экспериментальных и расчетных данных ПГД пучка электронов с номинальными энергиями 6 и 12 МэВ в водном фантоме. Расчеты проводились в простой геометрии (рис. 1).

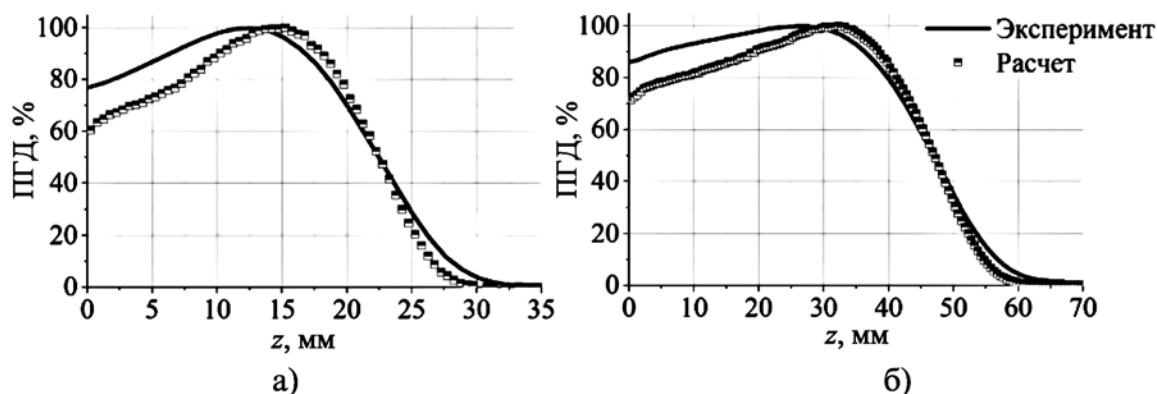


Рис. 2. ПГД пучка электронов с номинальными энергиями: а) 6 МэВ; б) 12 МэВ в водном фантоме

Из рис. 2 видно, что разработанная модель пригодна для оценки параметров кривой процентной глубинной дозы. Расхождение кривых в области малых глубин может быть связано как с упрощением численной модели источника (мононаправленный пучок), так и с отсутствием в модели вклада тормозного излучения, возникающего вследствие взаимодействия пучка электронов с элементами аппарата, формирующими поле облучения.

Конструктивные особенности элементов головки клинических ускорителей являются коммерческой тайной, поэтому фактическая \bar{E}_0 и спектральное распределение энергии электронов в пучке реального ускорителя точно неизвестны. Принимая это во внимание, на следующем этапе необходимо разработать модель, приближенную к стандартным условиям облучения с рядом допущений. В первую очередь источник излучения был отнесен на расстояние 100 см от поверхности водного фантома. Был добавлен стандартный аппликатор ускорителя «ONCOR» с квадратным отверстием $10 \times 10 \text{ см}^2$, представляющий собой набор металлических пластин из сплава латуни 260 в соответствии с ASTM (Cu – 70 %, Zn – 30 %) [17]. Геометрические параметры крепежной и коллимирующих пластин были выбраны в соответствии с технической документацией ускорителя [18]. Новая расчетная геометрия представлена на рис. 3, размеры приведены в миллиметрах.

Для данной геометрии были подобраны средние значения энергий электронов ($\sigma = 3 \%$). Критерием выбора энергии пучка являлось совпадение R_{50} для кривых, полученных экспериментально и при моделировании. Значения средней энергии составили 5,8; 11,2; 18,2 МэВ для номинальных энергий пучков электронов 6, 12, 18 МэВ соответственно.

На рис. 4 представлены результаты экспериментальных и расчетных ПГД электронов с энергиями 6 и 12 МэВ в водном фантоме.

Из рис. 4 видно, что разница между расчетными и экспериментальными данными сохраняется в области малых глубин, что обусловлено отсутствием в модели системы рассеивания и коллимации пучка. Однако в сравнении с рис. 2 уровень расчетной относительной поглощенной дозы на поверхности фантома приблизился к экспериментальной на ~ 5 % для каждой номинальной энергии пучка. Созданная модель позволяет определять такие важные характеристики ПГД, как терапевтический диапазон поглощенной дозы, глубину положения максимального значения и практический диапазон.

Заключение

Результатом рассматриваемой работы стала численная модель клинического источника излучения, разработанная с учетом основных элементов системы вывода и приближенная к реальным условиям облучения. Для ускорителя «ONCOR», взятого за основу модели, определены средние значения энергий пучка электронов для следующих номинальных энергий: 6, 12 и 18 МэВ, которые составили 5,8; 11,2; 18,2 МэВ соответственно. Подобрано среднеквадратическое отклонение при гауссовом распределении энергии электронов в пучке, кото-

рое составило 3 %. Показано, что данная модель позволяет проводить оценку таких параметров кривой глубинного распределения дозы, как R_{50} – с точностью 0,05 см, терапевтический диапазон (глубина залегания 90 % относительной поглощенной дозы от максимального уровня) – с точностью 0,1 см, глубину положения максимального значения поглощенной дозы – с точностью 0,2 см и практический диапазон (глубина в точке пересечения уровня фона, определяемого вкладом тормозного излучения, с экстраполяционной прямой линейного участка спада кривой глубинного распределения дозы) – с точностью 0,3 см.

Разработанная модель источника терапевтического пучка позволяет изменять такие характеристики, как энергия электронов, спектральное распределение энергии пучка, его размеры, конструктивные особенности аппликатора, в соответствии с имеющимся терапевтическим оборудованием, что позволяет моделировать пучки различных медицинских ускорителей и делает модель универсальной.

Результаты исследования будут использованы как для анализа распределений поглощенной дозы в полимерных материалах, пригодных для изготовления образцов методами трехмерной печати, так и для расчета геометрических параметров данных изделий для задач формирования терапевтических полей электронов. Продолжением работы станет численное моделирование параметров полимеров, таких как АБС, ПЛА и НПС пластики, пригодных для изготовления изделий при помощи аддитивных технологий.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 18-79-10052).

Список литературы:

1. *Bernier J., Hall E.J., Giaccia A.* Radiation oncology: A century of achievements // *Nature Reviews Cancer*. 2004. Vol. 4. № 9. P. 737.
2. *Gerber D.E., Chan T.A.* Recent advances in radiation therapy // *Am. Fam. Physician*. 2008. Vol. 78. № 11. PP. 1254-1262.
3. *Жаринов Г.М., Некласова Н.Ю.* Дистанционная лучевая терапия – история, достижения, перспективы // *Практическая онкология*. 2016. Т. 17. № 1. С. 41-52.
4. *Garibaldi C. et al.* Recent advances in radiation oncology // *Ecancermedicalscience*. 2017. Vol. 11. Article number: 785.
5. *Кленов Г.И., Хорошков В.С.* Адронная лучевая терапия: история, статус, перспективы // *Успехи физических наук*. 2016. Т. 186. № 8. С. 891-911.
6. *Mazai A. et al.* Development in technology and medical physics in radiotherapy: Special considerations hadron therapy // *Nuclear Espana* (1996). 2016. Vol. 369. PP. 32-43.
7. *Khan F.M. et al.* Clinical electron-beam dosimetry: Report of AAPM radiation therapy committee task group No. 25 // *Medical physics*. 1991. Vol. 18. № 1. PP. 73-109.
8. *Rogers D.W.O.* Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics // *Physics in Medicine & Biology*. 2006. Vol. 51. № 13. PP. R287-301.
9. *Makrani D.S. et al.* Determination of primary electron beam parameters in a Siemens Primus Linac using Monte Carlo simulation // *Journal of Paramedical Sciences*. 2015. Vol. 6. № 1. PP. 75-79.

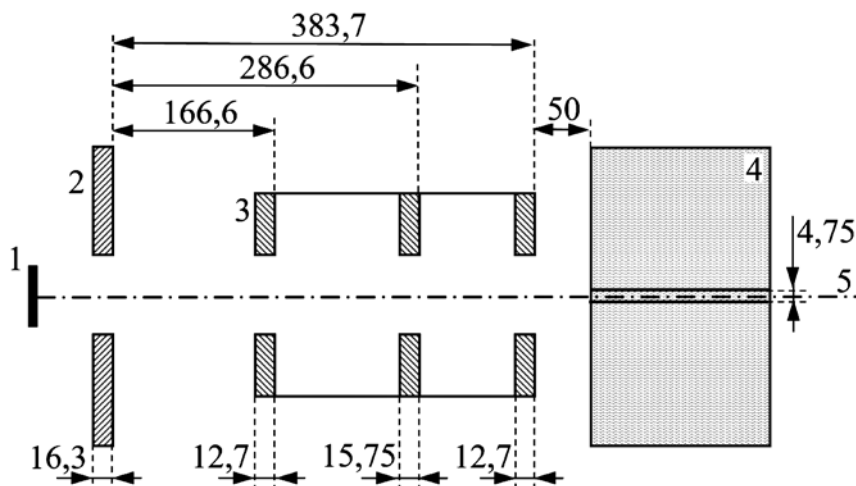


Рис. 3. Усложненная геометрия численного моделирования: 1 – источник электронов; 2 – крепежная пластина; 3 – металлический аппликатор; 4 – водный фантом; 5 – расчетная ось

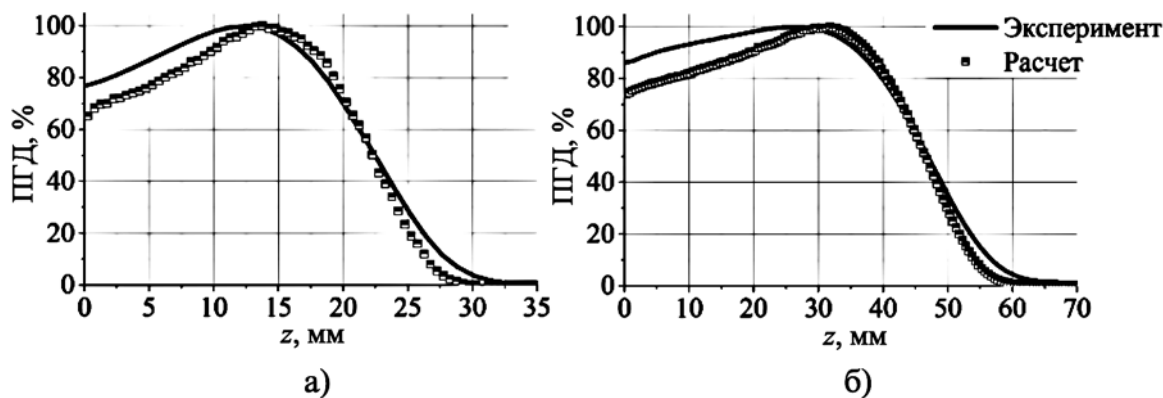


Рис. 4. РГД пучка электронов с номинальными энергиями: а) 6 МэВ; б) 12 МэВ в водном фантоме

10. *Andreo P. et al.* Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water // IAEA TRS. 2000. Vol. 398. P. 242.
11. *Ding G.X., Rogers D.W.O., Mackie T.R.* Mean energy, energy-range relationships and depth-scaling factors for clinical electron beams // Medical physics. 1996. Vol. 23. № 3. PP. 361-376.
12. *Rogers D.W.O., Bielajew A.F.* Differences in electron depth-dose curves calculated with EGS and ETRAN and improved energy-range relationships // Medical physics. 1986. Vol. 13. № 5. PP. 687-694.
13. ONCOR Digital Medical Linear Accelerator Specifications [электронный ресурс] / <http://www.siemens.com.tr/i/assets/saglik/onkoloji/oncor.pdf> (дата обращения: 19.11.2018 г.).
14. Описание клинического дозиметра DOSE-1 [электронный ресурс] / https://www.iba-dosimetry.com/media/1370/rt-br-e-dose1_rev1_0211.pdf (дата обращения: 20.11.2018 г.).
15. Описание цилиндрической ионизационной камеры SNC125c [электронный ресурс] / <https://www.sunnuclear.com/documents/datasheets/snc125c.pdf> (дата обращения: 20.11.2018 г.).
16. Описание водного фантома 3D Scanner [электронный ресурс] / <https://www.sunnuclear.com/solutions/dosimetry/3dscanner> (дата обращения: 15.11.2018 г.).
17. Таблица соответствия марок медных сплавов, латуней, бронз по ASTM, EN, DIN, BS(BSi), JIS, SN [электронный ресурс] / <http://tehtab.ru/Guide/GuideMaterials/Metalls/CooperBronsesAndBrasses/CopperalloysANSIdinetc/> (дата обращения: 16.11.2018 г.).
18. Цифровой линейный ускоритель: физические основы / Siemens AG. Издание № T2-000.621.28.05.12. 2015.

Ирина Алексеевна Милойчикова,
ассистент,
ОЯТЦ ИЯШТ,
Национальный исследовательский университет,
Томский политехнический университет,
инженер,
отделение радиотерапии,
НИИ онкологии Томского НИМЦ,
г. Томск,
Борис Михайлович Гавриков,
медицинский физик, отделение радиологии,
Московская городская
онкологическая больница № 62,
г. Москва,
Ангелина Александровна Красных,
аспирант,
ИШФВП,
Юрий Михайлович Черепенников,
канд. техн. наук, доцент,
ОЯТЦ ИЯШТ,
Сергей Геннадьевич Стучебров,
канд. физ.-мат. наук, доцент,
ИШФВП,
Национальный исследовательский
Томский политехнический университет,
г. Томск,
e-mail: miloichikova@gmail.com

С.П. Скворцов, Н.С. Масленков, В.И. Нечаев, А.П. Кравченко

Контроль параметров кавитации в ультразвуковой хирургии

Аннотация

Представлены результаты численного моделирования и экспериментальных исследований пульсаций кавитационных пузырьков. На основании проведенных исследований предложен новый метод организации обратной связи в ультразвуковых аппаратах на основе анализа состава субгармоник в спектре кавитационного шума и в спектре оптического излучения, рассеянного кавитационной областью при оптическом зондировании данной области лазерным излучением.

Введение

Основными факторами лечебного действия ультразвука через раствор лекарственного вещества принято считать кавитацию, акустические течения, переменное звуковое давление [1], [2]. Лечебное действие ультразвука во многих случаях существенно возрастает при превышении порога кавитации [1], [3], [4].

Известно, что существуют режимы ультразвуковой кавитации, при которых эффективность ее лечебного действия максимальна [5], [6]. Ввиду того, что проявления кавитации существенно зависят от многих параметров, для организации обратной связи традиционно применяемых параметров обратной связи [7], [8] недостаточно. Использование эрозионного теста, сонолюминесценции, звукохимических реакций [9], [10] ограничено спецификой медицинских задач. Поэтому перспективными представляются методы контроля, основанные на регистрации параметров пульсаций кавитационных пузырьков в масштабе реального времени, исследованию которых посвящена настоящая статья.

Материалы и методы

Теоретическая база исследования

Для численного моделирования пульсаций использовано уравнение Кирквуда-Бете, учитывающее сжимаемость жидкости [10]:

$$R \left(1 - \frac{\dot{R}}{c_0} \right) \ddot{R} + \frac{3}{2} \left(1 - \frac{\dot{R}}{3c_0} \right) \dot{R}^2 + \left(1 + \frac{\dot{R}}{c_0} \right) H - \frac{\dot{R}}{c_0} \left(1 - \frac{\dot{R}}{c_0} \right) R \frac{dH}{dt} = 0,$$

где R – радиус полости, м; \dot{R} – скорость на границе полости радиуса R , м/с; c – локальная скорость звука в жидкости, м/с; t – время, с; H – свободная энтальпия на поверхности сферы, Дж/кг.