

УДК 621.384.66

ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ ФОРМИРОВАНИЯ МЕДИЦИНСКОГО ЭЛЕКТРОННОГО ПУЧКА С ПОМОЩЬЮ УСТРОЙСТВ, ИЗГОТОВЛЕННЫХ ИЗ ПЛАСТИКОВ С МЕТАЛЛИЧЕСКИМИ ПРИМЕСЯМИ

Е.А. Бушмина^{1,2*}, А.А. Булавская¹, А.А. Григорьева¹, И.А. Милойчикова^{1,3},
В.О. Сабуров⁴, С.Г. Стучебров¹

¹Национальный исследовательский Томский политехнический университет, Томск, 634050, Россия

²Объединенный институт ядерных исследований, Дубна, 141980, Россия

³Научно-исследовательский институт онкологии, Томский национальный исследовательский медицинский центр
Российской академии наук, Томск, 634009, Россия

⁴Медицинский радиологический научный центр им. А.Ф. Цыба, Обнинск, 249036, Россия

*e-mail: eab60@tpu.ru

Поступила в редакцию 16.10.2023

После доработки: 18.10.2023

Принята к публикации: 07.11.2023

В современной практике для электронной лучевой терапии применяются коллиматоры, которые позволяют формировать поле облучения стандартных форм. Однако опухоли имеют сложные формы, поэтому необходимо использовать коллиматоры с индивидуальной формой коллимационного окна, которые изготавливаются из металлических сплавов. Процесс производства таких устройств достаточно трудоемкий, что накладывает ограничения на их повсеместное применение. Перспективным направлением изготовления коллиматоров является трехмерная печать методом послойного наплавления, которая позволяет быстро и с высокой точностью производить объемные объекты. Однако применяемые сейчас полимерные материалы позволяют напечатать изделие с плотностью до 1.3 г/см^3 , что приводит к необходимости изготовления коллиматора относительно большой толщины. В данной работе предлагается использовать пластики с металлическими примесями для печати коллиматоров для электронной лучевой терапии. Было проведено численное моделирование методом Монте-Карло, где была рассчитана толщина коллиматора, необходимая для поглощения пучков электронов терапевтического диапазона. В результате был разработан и напечатан модульный коллиматор, позволяющий варьировать диаметр коллимационного отверстия от 0.5 до 6 см. По экспериментальным данным, полученным для медицинского электронного пучка с энергией 6 МэВ, было определено, что напечатанное устройство позволяет формировать заданный размер радиационного поля, соответствующий диаметру коллимационного отверстия. Особенности при формировании полей электронного пучка пластиковым коллиматором должны учитываться в процессе планирования процедур электронной лучевой терапии.

Ключевые слова: электронная лучевая терапия; коллиматор; метод послойного наплавления; пластики с металлической примесью; профиль медицинского электронного пучка.

DOI: 10.26583/vestnik.2023.278

ВВЕДЕНИЕ

На сегодняшний день эффективность лечения опухолевых заболеваний достигается при помощи комбинации терапевтических методов – хирургии, химиотерапии и лучевой терапии. В зависимости от локализации и вида новообразований назначается сочетание необходимых методов лечения. Эффективность лечения поверхностных новообразований или ложа опухоли, т.е. области, оставшейся вблизи удаленной во время операции опухоли, достигается с помощью использования медицинских пучков

высокоэнергетических электронов [1, 2]. Такой метод лечения называется электронной лучевой терапией, которая может быть реализована как классическое дистанционное облучение, так и интраоперационное, которое проводится непосредственно в процессе операционного вмешательства [3]. Особое значение в отношении электронной лучевой терапии имеют такие устройства, как болусы, компенсаторы и коллиматоры, формирующие поле облучения [4, 5].

Болусы или компенсаторы позволяют сместить дозовое распределение ближе к поверхно-

сти тела пациента, что важно для дистанционной электронной лучевой терапии, которая предназначена для лечения новообразований, залегающих неглубоко в тканях [4]. Коллиматоры, в свою очередь, позволяют задать необходимую форму поля облучения. Стандартные коллиматоры представляют собой металлические или пластиковые устройства, имеющие в поперечном сечении форму круга или квадрата [5, 6]. Тем не менее для электронной лучевой терапии актуальной задачей остается разработка коллиматоров, позволяющих задавать поля облучения сложной формы.

Мировым научным сообществом ведутся разработки по созданию индивидуальных полей облучения медицинским электронным пучком с помощью специального многолепесткового коллиматора, представляющего собой дополнительную систему, которая крепится к терапевтической головке линейного ускорителя [6–8]. Применение многолепестковых коллиматоров накладывает ограничение на степени свободы при вращении головки терапевтического аппарата, так как данное устройство должно быть расположено в непосредственной близости к коже пациента. Также необходимо интегрировать систему управления движением лепестков дополнительного коллиматора в программно-аппаратный комплекс линейного ускорителя [6, 7]. С другой стороны, в медицинской практике часто изготавливают металлические коллиматоры индивидуальной формы с помощью резки и литья как из свинца, так и из особого сплава Вуда [8, 9]. Однако их изготовление имеет ряд ограничений, в числе которых неточность при изготовлении, ядовитые испарения, необходимость применения специального оборудования [10]. Таким образом, актуальным является разработка комбинированного универсального устройства, позволяющего сформировать поле облучения в соответствии с конкретной задачей.

Для создания сложных комбинированных коллиматоров перспективным является использование аддитивных технологий [10–12]. Аддитивные технологии, в основе которых лежит метод послойного наплавления, позволяют быстро и с высокой точностью изготавливать объекты сложной формы [13, 14]. Более того коллиматоры, изготовленные с помощью трехмерной печати, дают возможность сформировать заданное поле облучения для электронной лучевой терапии с минимальными дополнительными затратами и без модернизации суще-

ствующего оборудования или программного обеспечения для планирования лечения [10–12].

В ряде работ описывается разработка коллиматоров, изготовленных при помощи трехмерной печати из полимерных материалов. Разработанные устройства показывают свою эффективность как в формировании поля облучения, так и в точности доставки дозы [10, 11]. Рассматриваемые в работах полимерные материалы имеют массовую плотность не более 1.3 г/см^3 [15, 16], а значит, изготавливаемые коллиматоры должны иметь относительно большую толщину для поглощения высокоэнергетических электронов, что требует модернизации системы фиксации такого изделия в системе формирования клинического линейного ускорителя. С целью уменьшения геометрических размеров предлагается использовать специально создаваемые пластиковые материалы с металлической примесью. Такие материалы изготавливаются путем вмешивания гранул металла в гранулы пластика, из которых потом создаются филаменты – пластиковые нити, используемые в методе послойного наплавления. Известными и широко используемыми на данный момент металлическими примесями являются титан, медь, бронза, нержавеющая сталь и железо [17].

В соответствии с вышесказанным целью данной работы стало исследование возможности формирования медицинского электронного пучка с помощью комбинированного универсального коллиматора, изготовленного из пластика с металлической примесью.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Метод послойного наплавления

Метод послойного наплавления – метод аддитивного производства, с помощью которого создается трехмерный объект путем последовательного нанесения слоев пластикового филамента, повторяющих контуры цифровой модели [18].

Сначала создается цифровая трехмерная модель изделия, которое будет изготовлено. Затем в специальной программе цифровая модель разбивается на слои и размещается на рабочей платформе наиболее подходящим образом для печати, где модель конвертируется в файл с расширением «.gcode», в котором заданы параметры печати изделия с учетом конструктивных особенностей конкретного 3D-принтера.

После этого начинается процесс трехмерной печати методом послойного наплавления. В начале осуществляется нагрев пластикового материала до температур плавления и его выдавливание через экструзионную часть нагревательного блока 3D-принтера. При этом данный процесс экструзии происходит через сопло, в котором поддерживается резкий перепад температур для обеспечения равномерной подачи пластика [18]. Пластик последовательными слоями наносится на рабочую платформу согласно объемной цифровой модели и через короткий промежуток времени становится готовым изделием.

Пластиковые материалы с медной примесью

Для осуществления трехмерной печати методом послойного наплавления используются специально изготовленные пластиковые материалы, представляющие собой тонкую нить пластика – филамент. Представленные на данный момент пластиковые материалы могут содержать металлические примеси, цель которых состоит в увеличении массовой плотности материала и, соответственно, сокращении геометрических размеров напечатанных изделий [17].

В данном исследовании рассмотрен коммерчески доступный материал BFCopper (Bestfilament, Россия) [19], в котором в качестве примеси используются гранулы меди с фракцией до 100 мкм, а в качестве основного материала используется полилактид, также известный как ПЛА-пластик. Пластик с медной примесью отличается от стандартно используемых пластиков характерным металлическим блеском и большей плотностью (до 1.6 г/см³).

Моделирование глубинного распределения дозы в исследуемых материалах

Одним из важных этапов любого исследования является математическое моделирование. Методом математического моделирования, который с высокой точностью описывает взаимодействие электронов с веществом, является метод Монте-Карло, на основе которого проводится дозиметрическое планирование [20, 21], в том числе при лечении электронными пучками. В методе Монте-Карло учитываются различные параметры, влияющие на процесс взаимодействия электронов с веществом, одним из которых является массовая плотность моделируемого объекта.

Уникальность трехмерной печати позволяет варьировать свойства готовых изделий при изменении параметров печати, поэтому необходимо исследовать эти свойства, в частности массовую плотность готовых объектов. Для этого было изготовлено тестовое цилиндрическое изделие из BFCopper размерами: диаметр – 20 мм, высота – 20 мм. Образец был напечатан на 3D-принтере Prusa i3 MK3s+ (Prusa Research, Чехия) [22] со следующими параметрами печати: коэффициентом заполнения, равным 100 %; коэффициентом экструзии, равным единице; скоростью печати, равной 60 мм/с, и температурой экструдера, равной 215 °С. В результате была определена массовая плотность образца, которая составила 1.3 г/см³.

Для оценки взаимодействия электронного пучка с пластиком с металлической примесью было проведено математическое моделирование глубинного распределения дозы в исследуемом материале с использованием инструментария Geant4 (CERN, Швейцария) [23] (рис. 1). Энергии электронов в моделировании заданы от 6 до 15 МэВ, так как данный диапазон энергий является наиболее часто применяемым в клинической практике при лечении электронными пучками [2, 3].

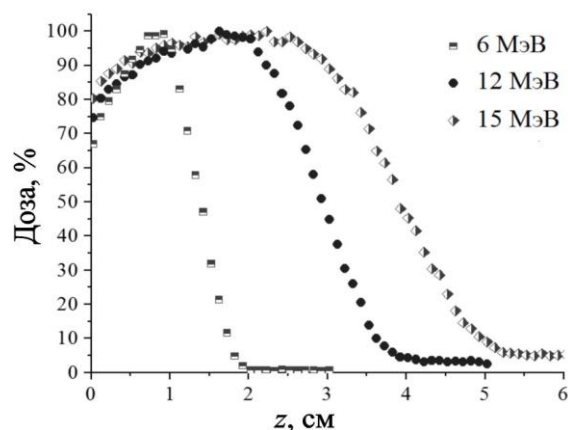


Рис. 1. Расчетные процентные глубинные распределения дозы электронных пучков в BFCopper

Результаты моделирования показали, что для поглощения электронов энергией 6 МэВ необходимо 2 см BFCopper, энергиями 12 и 15 МэВ – 4 и 5 см BFCopper, соответственно. На основе полученных данных можно сказать о том, что толщины 5 см изделий, изготовленных из BFCopper, достаточно для эффективного формирования медицинского электронного пучка с диапазоном энергий от 6 до 15 МэВ.

*Изготовление комбинируемого
пластикового коллиматора*

На основе данных, полученных в моделировании, а именно определения толщины изделия, равной 5 см, была разработана цифровая трехмерная модель комбинируемого пластикового коллиматора (рис. 2).

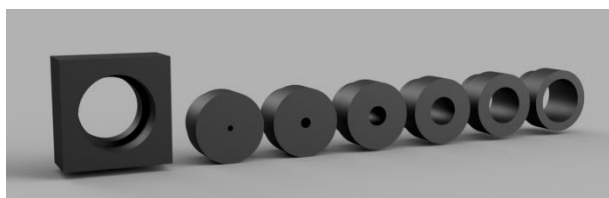


Рис. 2. Цифровая трехмерная модель комбинируемого пластикового коллиматора

Данный коллиматор (см. рис. 2) представляет собой модульную конструкцию, включающую в себя основание в форме параллелепипеда высотой 5 см, шириной и длиной – 10 см, с цилиндрическим отверстием в центре и набор вставок с цилиндрическими отверстиями, диаметрами от 0.5 до 6 см. Форма отверстия в основании коллиматора и внешние границы вставок предусматривают наличие ступенчатого перехода, обеспечивающего плотную фиксацию элементов и экранирование электронов, рассеянных на границе стыков. Таким образом, разработанный комбинируемый коллиматор позволяет варьировать диаметр отверстия от 0.5 до 6 см, что отличается от диаметров отверстий стандартных коллиматоров.

На основе разработанной цифровой модели, было изготовлено формирующее устройство (коллиматор) с помощью 3D-принтера Prusa i3 MK3s+ из BFCopper.

*Экспериментальные исследования
на медицинском электронном пучке*

Для апробации предложенного подхода формирования медицинского электронного пучка с помощью формирующего устройства, изготовленного методом послойного наплавления из пластиков с металлической примесью, было проведено экспериментальное исследование. Эксперимент был проведен при стандартных условиях облучения на медицинском линейном ускорителе электронов Novac 11 (S.I.T. Sordina IORT Technologies S.p.A., Италия) [24], предназначенном для проведения интраопера-

ционной лучевой терапии, в Медицинском радиологическом исследовательском центре имени А.Ф. Цыба (Обнинск, Россия). Особенностью данной установки является применение специальных устройств – аппликаторов (тубусов), предназначенных для формирования поля облучения в непосредственном контакте с ложем опухоли. Экспериментальные параметры: энергия электронов – 6 МэВ, приписанная доза – 2 Гр, длина аппликатора (тубуса) – 100 см, расстояние от выходного окна коллиматора до поверхности фантома – 5 см, диаметр стандартного аппликатора – 10 см (рис. 3).

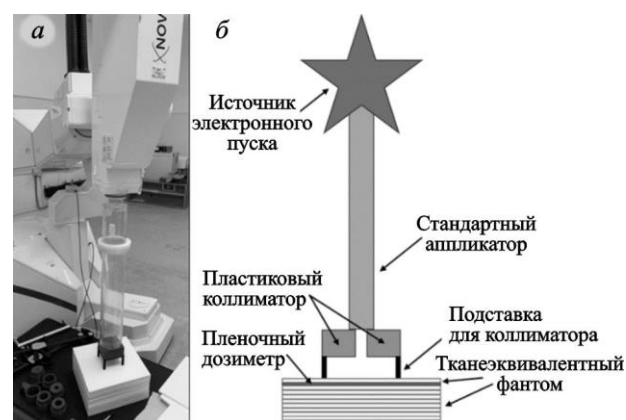


Рис. 3. Внешний вид экспериментальной установки на медицинском линейном ускорителе Novac 11 (а), схема эксперимента в поперечном сечении (б)

Пленочные дозиметры Gafchromic EBT3 (Ashland Advanced Materials, США) [25] использовались в качестве детектора. Пленочные дозиметры располагались в тканеэквивалентном фантоме SP34 (IBA Dosimetry, Германия) [26] на глубине 1 мм перпендикулярно плоскости распространения пучка. Доза облучения составляла 2 Гр на глубине дозного максимума в воде. Для каждого модуля с определенным диаметром отверстия был использован отдельный пленочный дозиметр. Обработка данных, полученных с помощью пленочных дозиметров Gafchromic EBT3, проводилась с использованием сканера Epson Perfection V850 Pro (Epson America, Inc., США) [27] в соответствии с рекомендациями производителя [28].

Для получения распределений поглощенной дозы использовалась программа Film Dosimetry Digitizer (FiDoDig). Данная программа позволяет преобразовывать оптическую плотность пленочного дозиметра в значения поглощенной дозы с учетом предварительной калибровки.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Из данных распределения дозы, полученных с помощью пленочных дозиметров, были определены поперечные профили электронного пучка для центральной области поля облучения или, другими словами, изодозы, лежащие перпендикулярно оси пучка на уровне изоцентра. Профиль пучка (изодоза) является одной из основных характеристик, определяемых при формировании медицинского пучка ионизирующего излучения. С помощью профилей находится размер радиационного поля, как полная ширина на полувысоте.

Для сравнения полученных профилей, сформированных разработанным напечатанным коллиматором для разных диаметров поля облучения, значения поглощенной дозы были нормированы на максимум открытого поля электронного пучка (рис. 4).

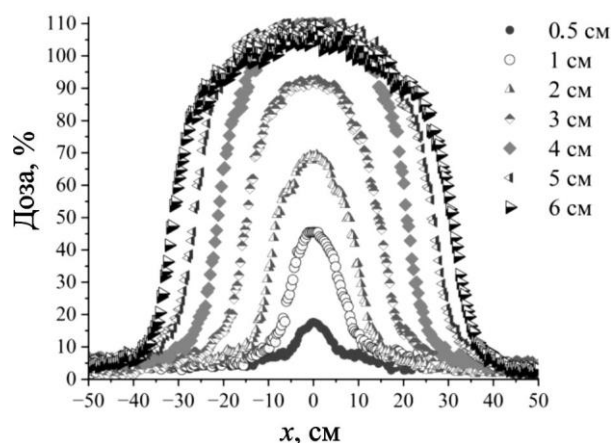


Рис. 4. Поперечные профили электронного пучка с энергией 6 МэВ, сформированные напечатанным коллиматором, нормированные на максимум открытого поля

В результате было определено, что напечатанное устройство позволяет формировать заданный размер радиационного поля, соответствующий диаметру коллимационного отверстия.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Полученные результаты свидетельствуют о возможности формирования медицинского электронного пучка с помощью формирующих устройств, изготовленных из пластиковых материалов с металлической примесью, в частности с медной примесью. Однако стоит отметить, что диаметры коллиматора в диапазоне от 0.5 до 3 см не достигают 100 % максимума погло-

щенной дозы открытого поля в центре профиля, а в диапазоне от 4 до 6 см – наоборот, превышают 100 % максимума поглощенной дозы открытого поля. Это связано с эффектом рассеяния на краях поглотителя, возникающего в результате взаимодействия электронов высоких энергий с веществом [29]. В одном случае, при слишком маленьком диаметре отверстия, электроны рассеиваются внутри коллиматора и теряют свою энергию так, что не доставляют требуемой дозы, так как внутри коллиматора толщина его стенок гораздо больше толщины их поглощения. В другом случае, при больших диаметрах, стенки коллиматора становятся меньше толщины поглощения электронов и при их рассеянии возникает увеличение доставляемой дозы. Таким образом, полученные данные показывают возможность изготовления комбинированного коллиматора методами трехмерной печати из модифицированных пластиков. Особенности сформированных полей, описанные выше, могут быть учтены в процессе планирования процедур электронной лучевой терапии.

ФИНАНСИРОВАНИЕ

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта Российского научного фонда (проект № 19-79-10014-П).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Hendee W.R., Ibbott G.S., Hendee E.G. Radiation therapy physics. John Wiley & Sons, 2013. 360 p.
2. Hoskin P. External Beam Therapy. Oxford University Press, 2019. 560 p.
3. Calvo F.A., Serrano J., Cambeiro M., Aristu J., Asencio J.M., Rubio I., Delgado J.M., Ferrer C., Desco M., Pascau J. Intra-Operative Electron Radiation Therapy: An Update of the Evidence Collected in 40 Years to Search for Models for Electron-FLASH Studies // Cancers, 2022. V. 14. № 15. P. 3693. <https://doi.org/10.3390/cancers14153693>
4. Vyas V., Palmer L., Mudge R., Jiang R., Fleck A., Schaly B., Osei E., Charland P. On bolus for megavoltage photon and electron radiation therapy // Medical Dosimetry, 2013. V. 38. № 3. P. 268–273. <https://doi.org/10.1016/j.meddos.2013.02.007>
5. Chow J.C.L., Grigorov G.N. Peripheral dose outside applicators in electron beams // Physics in Medicine & Biology, 2006. V. 51. № 12. P. N231. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/12/N01>
6. Inyang S.O., Chamberlain A.C. Design and optimization of dual electron multileaf collimator // Physica Medica: European Journal of Medical Physics, 2015. V. 31. P. S5. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.07.103>

7. Eldib A, Jin L, Li J, Ma C-M. C. Feasibility of replacing patient specific cutouts with a computer-controlled electron multileaf collimator // *Physics in Medicine & Biology*, 2013. V. 58. № 16. P. 5653. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/58/16/5653>
8. Vatanen T., Traneus E., Lahtinen T. Comparison of conventional inserts and an add-on electron MLC for chest wall irradiation of left-sided breast cancer // *Acta Oncologica*, 2009. V. 48. № 3. P. 446–451. <https://doi.org/10.1080/02841860802477907>
9. Kawai Y., Tamura M., Amano M., Kamomae T., Monzen H. Dosimetric characterization of a novel surface collimator with tungsten functional paper for electron therapy // *Anticancer Research*, 2019. V. 39. № 6. P. 2839–2843. <https://doi.org/10.21873/anticancer.13412>
10. Schulz J. B., Gibson C., Dubrowski P., Marquez C. M., Million L., Qian Y., Skinner L., Yu A. S. Shaping success: clinical implementation of a 3D-printed electron cutout program in external beam radiation therapy // *Frontiers in Oncology*, 2023. V. 13. P. 1237037. <https://doi.org/10.3389/fonc.2023.1237037>
11. Miloichikova I., Bulavskaya A., Cherepennikov Y., Gavrikov B., Gargioni E., Belousov D., Stuchebrov S. Feasibility of clinical electron beam formation using polymer materials produced by fused deposition modeling // *Physica Medica*, 2019. V. 64. P. 188–194. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.07.014>
12. Skinner L., Fahimian B.P., Yu A.S. Tungsten filled 3D printed field shaping devices for electron beam radiation therapy // *PLoS One*, 2019. V. 14. № 6. P. e0217757 <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0217757>
13. Gibson I., Rosen D., Stucker B., Khorasani M. Additive manufacturing technologies. Cham, Switzerland: Springer, 2021. 685 p.
14. Bushmina E.A., Bulavskaya A.A., Grigor'eva A.A., Miloichikova I.A., Stuchebrov S.G. The Influence of the Fill and Extrusion Factors in 3D Printing on the Electron and X-Ray Densities of Plastic Products // *Biomedical Engineering*, 2022. V. 56. № 4. P. 278–281. <https://doi.org/10.1007/s10527-022-10219-x>
15. Farbman D., McCoy C. Materials testing of 3D printed ABS and PLA samples to guide mechanical design // *International Manufacturing Science and Engineering Conference*. – American Society of Mechanical Engineers, 2016. V. 49903. P. V002T01A015. <https://doi.org/10.1115/MSEC2016-8668>
16. Crawford R. J., Martin P. J. *Plastics engineering*. Butterworth-Heinemann, 2020. 622 p.
17. Laureto J., Tomasi J., King J. A., Pearce J. M. Thermal properties of 3-D printed polylactic acid-metal composites // *Progress in Additive Manufacturing*, 2017. V. 2. P. 57–71. <https://doi.org/10.1007/s40964-017-0019-x>
18. Gao X., Qi S., Kuang X., Su Y., Li J., Wang D. Fused filament fabrication of polymer materials: A review of interlayer bond // *Additive Manufacturing*, 2021. V. 37. P. 101658. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2020.101658>
19. BFCopper Bestfilament для 3D-принтеров 0.5 кг (1.75 мм) [Электронный ресурс]. URL: <https://bestfilament.ru/bfcopper/> (дата обращения: 01.10.2023).
20. Сорокина А.А., Булавская А.А., Григорьева А.А., Милоичикова И.А. Методы численного моделирования для оценки возможности применения болусов для гамма-терапии, изготовленных с помощью трехмерной печати. // Тезисы XXIII Всерос. конф. мол. уч. по математическому моделированию и информационным технологиям: Тезисы докладов, Новосибирск, 24–28 октября 2022 г. Новосибирск: ФГБНУ «ФИЦ ИВТ», 2022. С. 35.
21. Alhamada H., Simon S., Gulyban A., Gastelblum P., Pauly N., VanGestel D., Reynaert N. Monte Carlo as quality control tool of stereotactic body radiation therapy treatment plans // *Physica Medica*, 2021. V. 84. P. 205–213. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.02.025>
22. Original Prusa i3 MK3S+ 3D-printer [Электронный ресурс]. URL: <https://www.prusa3d.com/category/original-prusa-i3-mk3s/> (дата обращения: 01.10.2023).
23. Geant4 [Электронный ресурс]. URL: <https://geant4.web.cern.ch/> (дата обращения: 01.10.2023 г.).
24. NOVAC 11: mobile IOERT accelerator [Электронный ресурс]. URL: <https://www.soiort.com/novac-11/> (дата обращения: 01.10.2023).
25. EBT3 Dosimetry Film [Электронный ресурс]. URL: http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf (дата обращения: 01.10.2023).
26. Phantoms for Absolute Dosimetry [Электронный ресурс]. URL: https://www.iba-dosimetry.com/fileadmin/user_upload/rt-br-e-phantoms-for-ad_rev2_0813.pdf (дата обращения: 01.10.2023).
27. Epson Perfection V850 Pro [Электронный ресурс]. URL: https://epson.com/Support/Scanners/Perfection-Series/Epson-Perfection-V850-Pro/s/SPT_B11B224201 (дата обращения: 01.10.2023).
28. Lewis D., Micke A., Yu X., Chan M. F. An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan // *Medical physics*, 2012. V. 39. № 10. P. 6339–6350. <https://doi.org/10.1118/1.4754797>
29. Stuchebrov S.G., Bulavskaya A.A., Cherepennikov Yu.M., Gargioni E., Grigorieva A.A., Miloichikova I.A. Influence of 3D-printed collimator thickness on near-the-edge scattering of high-energy electrons // *Journal of Instrumentation*, 2020. V. 15. № 04. P. C04023. <https://doi.org/10.1088/1748-0221/15/04/C04023>

THE POSSIBILITY INVESTIGATION OF THE MEDICAL ELECTRON BEAM SHAPING USING DEVICES MADE FROM PLASTICS WITH METAL IMPURITIES

E.A. Bushmina^{1,2*}, A.A. Bulavskaya¹, A.A. Grigorieva¹, I.A. Miloichikova^{1,3}, V.O. Saburov⁴, S.G. Stuchebrov¹

¹National Research Tomsk Polytechnic University, Tomsk, 634050, Russia

²Joint Institute for Nuclear Research, Dubna, 141980, Russia

³Cancer Research Institute, Tomsk National Research Medical Center, Russian Academy of Sciences, Tomsk, 634009, Russia

⁴Medical Radiological Research Center named after A.F. Tsyba, Obninsk, 249036, Russia

*e-mail: eab60@tpu.ru

Received October 16, 2023; revised October 18, 2023; accepted November 07, 2023

In modern practice, collimators are employed in electron beam therapy to shape the radiation field into standard configurations. However, tumors often exhibit complex shapes, necessitating collimators with individually created collimation windows, typically made of metal alloys. The production of such devices is time-consuming, limiting their widespread use. A promising approach to collimator manufacturing lies in three-dimensional printing, using a fused filament fabrication that makes it possible to produce three-dimensional objects quick and accurate. Presently, the polymer materials used allow for 3D printing products with a density of up to 1.3 g/cm³, which leads the necessity to manufacture a collimator of relatively large thickness. This study proposes the utilization of plastics infused with metal impurities for 3D printing collimators created for the electron beam therapy. Numerical simulations were conducted using the Monte Carlo method to calculate the requisite collimator thickness for effective absorption of electron beams therapeutic energies range. Consequently, a modular collimator was designed and 3D printed, offering the flexibility to vary the diameter of the collimation window from 0.5 to 6 cm. Based on the experimental data obtained for the medical electron beam with an energy of 6 MeV, it was defined that the 3D printed device can effectively shaped a radiation field corresponding to the choosing diameter of the collimation window. It is important to consider the features of electron beam field shaping using a plastic collimator during the electron beam treatment planning.

Keywords: electron beam therapy; collimator; fused filament fabrication; plastics with metal impurity; medical electron beam profile.

REFERENCES

1. Hendee W.R., Ibbott G.S., Hendee E.G. Radiation therapy physics. John Wiley & Sons, 2013. 360 p.
2. Hoskin P. External Beam Therapy. Oxford University Press, 2019. 560 p.
3. Calvo F.A., Serrano J., Cambeiro M., Aristu J., Asencio J.M., Rubio I., Delgado J.M., Ferrer C., Desco M., Pascau J. Intra-Operative Electron Radiation Therapy: An Update of the Evidence Collected in 40 Years to Search for Models for Electron-FLASH Studies. *Cancers*, 2022. Vol. 14. No. 15. Pp. 3693 <https://doi.org/10.3390/cancers14153693>
4. Vyas V., Palmer L., Mudge R., Jiang R., Fleck A., Schaly B., Osei E., Charland P. On bolus for megavoltage photon and electron radiation therapy. *Medical Dosimetry*, 2013. Vol. 38. No. 3. Pp. 268–273 <https://doi.org/10.1016/j.meddos.2013.02.007>
5. Chow J.C.L., Grigorov G.N. Peripheral dose outside applicators in electron beams. *Physics in Medicine & Biology*, 2006. Vol. 51. No. 12. Pp. N231 <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/12/N01>
6. Inyang S.O., Chamberlain A.C. Design and optimization of dual electron multileaf collimator. *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*, 2015. Vol. 31. Pp. S5 <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.07.103>
7. Eldib A., Jin L., Li J., Ma C-M. C. Feasibility of replacing patient specific cutouts with a computer-controlled electron multileaf collimator. *Physics in Medicine & Biology*, 2013. Vol. 58. No. 16. Pp. 5653 <https://doi.org/10.1088/0031-9155/58/16/5653>
8. Vatanen T., Traneus E., Lahtinen T. Comparison of conventional inserts and an add-on electron MLC for chest wall irradiation of left-sided breast cancer. *Acta Oncologica*, 2009. Vol. 48. No. 3. Pp. 446–451 <https://doi.org/10.1080/02841860802477907>
9. Kawai Y., Tamura M., Amano M., Kamomae T., Monzen H. Dosimetric characterization of a novel surface collimator with tungsten functional paper for electron therapy. *Anticancer Research*, 2019. Vol. 39. No. 6. Pp. 2839–2843 <https://doi.org/10.21873/anticancer.13412>
10. Schulz J.B., Gibson C., Dubrowski P., Marquez C.M., Million L., Qian Y., Skinner L., Yu A.S. Shaping success: clinical implementation of a 3D-printed electron cutout program in external beam radiation therapy.

apy. *Frontiers in Oncology*, 2023. Vol. 13. P. 1237037. <https://doi.org/10.3389/fonc.2023.1237037>

11. Miloichikova I., Bulavskaya A., Cherepennikov Y., Gavrikov B., Gargioni E., Belousov D., Stuchebrov S. Feasibility of clinical electron beam formation using polymer materials produced by fused deposition modeling. *Physica Medica*, 2019. Vol. 64. Pp. 188–194. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.07.014>

12. Skinner L., Fahimian B.P., Yu A.S. Tungsten filled 3D printed field shaping devices for electron beam radiation therapy. *PLoS One*, 2019. Vol. 14. No. 6. P. e0217757. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0217757>

13. Gibson I., Rosen D., Stucker B., Khorasani M. Additive manufacturing technologies. Cham, Switzerland: Springer, 2021. 685 p.

14. Bushmina E.A., Bulavskaya A.A., Grigor'eva A.A., Miloichikova I. A., Stuchebrov S. G. The Influence of the Fill and Extrusion Factors in 3D Printing on the Electron and X-Ray Densities of Plastic Products. *Biomedical Engineering*, 2022. Vol. 56. No. 4. Pp. 278–281. <https://doi.org/10.1007/s10527-022-10219-x>

15. Farbman D., McCoy C. Materials testing of 3D printed ABS and PLA samples to guide mechanical design. *International Manufacturing Science and Engineering Conference*. – American Society of Mechanical Engineers, 2016. Vol. 49903. P. V002T01A015. <https://doi.org/10.1115/MSEC2016-8668>

16. Crawford R.J., Martin P.J. *Plastics engineering*. Butterworth-Heinemann, 2020. 622 p.

17. Laureto J., Tomasi J., King J.A., Pearce J.M. Thermal properties of 3-D printed polylactic acid-metal composites. *Progress in Additive Manufacturing*, 2017. Vol. 2. Pp. 57–71. <https://doi.org/10.1007/s40964-017-0019-x>

18. Gao X., Qi S., Kuang X., Su Y., Li J., Wang D. Fused filament fabrication of polymer materials: A review of interlayer bond. *Additive Manufacturing*, 2021. Vol. 37. P. 101658. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2020.101658>

19. BFCopper Bestfilament dlya 3D-printerov 0,5 kg (1,75 mm) [BFCopper Bestfilament for 3D printers 0.5 kg (1.75 mm)]. Available at: <https://bestfilament.ru/bfcopper/> (accessed 01.10.2023).

20. Sorokina A.A., Bulavskaya A.A., Grigor'eva A.A., Milojchikova I.A. Metody chislennogo modelirovaniya dlya ocenki vozmozhnosti primeneniya bol'yusov dlya gamma-terapii, izgotovlennyh s pomoshch'yu trekhmernoj pechati [Numerical modeling methods for assessing the possibility of using boluses for gamma therapy manufactured using three-dimensional printing]. Tezisy XXIII Vseros. konf. mol. uch. po matematicheskomu modelirovaniyu i informacionnym tekhnologiyam: Tezisy dokladov, Novosibirsk, 24–28 oktyabrya 2022 g. [Abstracts of the XXIII All-Rus. Conf. of Young scient. in mathematical modeling and information technology: Abstracts, Novosibirsk, October 24–28, 2022.]. Novosibirsk: FSBSI «FRC ICT», 2022. P. 35 (in Russian).

21. Alhamada H., Simon S., Gulyban A., Gastelblum P., Pauly N., VanGestel D., Reynaert N. Monte Carlo as quality control tool of stereotactic body radiation therapy treatment plans. *Physica Medica*, 2021. Vol. 84. Pp. 205–213. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.02.025>

22. Original Prusa i3 MK3S+ 3D-printer. Available at: <https://www.prusa3d.com/category/original-prusa-i3-mk3s/> (accessed: 01.10.2023).

23. Geant4. Available at: <https://geant4.web.cern.ch/> (accessed: 01.10.2023).

24. NOVAC 11: mobile IOeRT accelerator. Available at: <https://www.soiort.com/novac-11/> (accessed: 01.10.2023).

25. EBT3 Dosimetry Film. Available at: http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf (accessed: 01.10.2023).

26. Phantoms for Absolute Dosimetry. Available at: https://www.iba-dosimetry.com/fileadmin/user_upload/rt-br-e-phantoms-for-ad_rev2_0813.pdf (accessed: 01.10.2023).

27. Epson Perfection V850 Pro. Available at: https://epson.com/Support/Scanners/Perfection-Series/Epson-Perfection-V850-Pro/s/SPT_B11B224201 (accessed: 01.10.2023).

28. Lewis D., Micke A., Yu X., Chan M. F. An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan. *Medical physics*, 2012. Vol. 39. No. 10. Pp. 6339–6350. <https://doi.org/10.1118/1.4754797>

29. Stuchebrov S.G., Bulavskaya A.A., Cherepennikov Yu.M., Gargioni E., Grigor'eva A.A., Miloichikova I.A. Influence of 3D-printed collimator thickness on near-the-edge scattering of high-energy electrons. *Journal of Instrumentation*, 2020. Vol. 15. No.04. P. C04023. <https://doi.org/10.1088/1748-0221/15/04/C04023>