

УДК 621.039.83

## ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ ИЗГОТОВЛЕНИЯ БОЛЮСОВ ДЛЯ ГАММА-ТЕРАПИИ С ПОМОЩЬЮ МЕТОДОВ ТРЕХМЕРНОЙ ПЕЧАТИ

© 2022 г. А. А. Сорокина<sup>1,\*</sup>, Е. А. Бушмина<sup>1</sup>, А. А. Григорьева<sup>1</sup>, А. А. Булавская<sup>1</sup>,  
И. А. Милойчикова<sup>1,2</sup>, С. Г. Стучебров<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Национальный исследовательский Томский политехнический университет, Томск, 634050 Россия

<sup>2</sup> Научно-исследовательский институт онкологии Томского национального исследовательского медицинского центра  
Российской академии наук, Томск, 634009 Россия

\*e-mail: aas282@tpu.ru

Поступила в редакцию 31.07.2022 г.

После доработки 05.08.2022 г.

Принята к публикации 09.08.2022 г.

Применение лучевой терапии пучками ионизирующего излучения в сочетании с другими методами лечения онкологических заболеваний позволяет достичь хороших терапевтических результатов. Для эффективного проведения процедур лучевой терапии необходимо формировать оптимальное распределение дозы в облучаемом объеме. Болюсы, представляющие собой специальные устройства, изготавливаемые из тканеэквивалентных материалов и располагаемые на поверхности тела пациента, позволяют изменять распределение поглощенной дозы в облучаемом объеме в соответствии с клинической задачей. Особенно это актуально при фотонном облучении опухолей, расположенных близко к поверхности кожи пациента. Применение стандартных материалов, таких как воск, желатин, различные гели, для изготовления болюсов ограничено в связи с изменением формы и размеров таких изделий в процессе эксплуатации. В настоящей работе исследуются возможности изготовления болюсов для гамма-терапии с помощью методов трехмерной печати. Для этого была разработана численная модель, учитывающая реальные параметры медицинского источника гамма-излучения и свойства исследуемого пластика. Были получены расчетные и экспериментальные процентные глубинные распределения дозы излучения в пластике, значения дозы за пластиковыми образцами разной высоты, имитирующими простой болюс, а также распределения дозы за напечатанным пластиковым изделием, имитирующим болюс со сложной геометрией. Полученные данные численного моделирования и экспериментальные результаты находятся в хорошем согласии. Результаты работы позволяют сделать вывод о том, что разработанная численная модель пригодна для расчета геометрических параметров пластиковых болюсов, изготовленных методами трехмерной печати. Показано, что болюсы из АБС-пластика пригодны для формирования медицинских пучков гамма-излучения.

**Ключевые слова:** гамма-терапия, болюс, технологии трехмерной печати, клиническая дозиметрия, метод Монте-Карло

**DOI:** 10.56304/S2304487X22020109

### 1. ВВЕДЕНИЕ

Снижение потерь от онкологических заболеваний является одной из наиболее важных задач современной медицины [1]. Основой эффективного лечения является скорость, безопасность и комплексный подход, включающий в себя сочетание современных технологий с основными методами лечения. Применение лучевой терапии пучками ионизирующего излучения в сочетании с другими методами лечения позволяет достичь хороших терапевтических результатов. Для эффективного проведения процедур лучевой терапии необходимо формировать оптимальное рас-

пределение дозы в облучаемом объеме. Для этого используются различные методы и устройства, в том числе болюсы [2, 3].

Болюсами называют такие устройства, которые изготавливаются из тканеэквивалентных материалов и располагаются на поверхности тела пациента. Такие специальные устройства позволяют изменять распределение поглощенной дозы в облучаемом объеме.

Для обеспечения оптимального дозного распределения в опухоли необходимо корректно выбирать тип излучения. Для лечения поверхностно расположенных новообразований, например, рак

кожи, молочной железы, и носоглотки, применяются пучки электронов и фотонов. Однако, сложная форма поверхности тела пациента, наличие воздушных полостей, областей с низкой (легкие) или высокой (кости) плотностью в случае проведения электронной лучевой терапии приводят к образованию областей с повышенной либо заниженной дозой, так как распространение ионизирующего излучения в веществе сильно зависит от его свойств [2, 4–7]. Для компенсации таких негативных эффектов используют болюсы сложной формы.

Применение гамма-излучения для лечения поверхностно расположенных новообразований осложняется наличием, так называемого эффекта щажения кожи, т.е. уменьшения дозы облучения в данной области за счет смещения максимума ионизации в глубину тела пациента. В таком случае для эффективного проведения фотонного облучения требуется использовать болюсы, которые позволяют увеличить дозу облучения подкожных тканей, тем самым однородно облучить очаг поражения, при одновременном снижении дозы для глубоко залегающих тканей [8].

Кроме этого, болюсы широко применяются при облучении мелких лабораторных животных в рамках доклинических исследований. Такие устройства позволяют решить проблему неравномерности поля облучения, связанную с эффектами нарастания или снижения дозы на границах сред с разными плотностями. Однако в случае облучения мелких лабораторных животных данная проблема особенно актуальна, так как градиенты нарастания и снижения дозы сопоставимы с размерами самого животного [9–11].

Традиционным подходом к изготовлению болюсов является использование воска, желатина и различных гелей [12–14]. Однако, применение таких материалов ограничено в связи с изменением формы и размеров таких изделий в процессе эксплуатации. Кроме этого, данный подход не может обеспечивать повторяемость результатов облучения, так как каждое такое изделие изготавливается вручную. Данный недостаток оказывает значительный негативный эффект при проведении доклинических исследований, так как основным принципом исследований является повторяемость всех параметров при проведении облучений [15, 16].

Также существует ряд коммерчески доступных изделий [13, 17], например, болюс Superflab [17]. Использование такого устройства позволяет повторять контуры кожи пациента, сохраняя при этом одинаковую толщину изделия по всей площади. Применение таких изделий ограничено их стоимостью, а также тем, что форма и размеры болюса не могут быть точно подобраны для решения конкретной задачи.

Авторами данной работы было предложено использовать технологии трехмерной печати для изготовления болюсов для гамма-терапии. Преимущества такого подхода заключаются в возможности быстрого изготовления изделия требуемой формы с высокой точностью, в простоте технологического процесса изготовления, а также относительно низкой стоимости используемых материалов [18].

Данная работа направлена на исследование возможности изготовления болюсов для гамма-терапии с помощью методов трехмерной печати. Для этого расчетными и экспериментальными методами будут изучены особенности взаимодействия гамма-излучения с пластиками, пригодными для изготовления объектов методами трехмерной печати. Будет получен набор данных, характеризующих поглощающие свойства исследуемых материалов, таких как процентное глубинное распределение дозы излучения в пластике, значение дозы за пластиком при разных толщинах изделия, имитирующих простой болюс, а также распределение дозы за изделием с элементами разной толщины, имитирующим болюс со сложной геометрией.

## 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

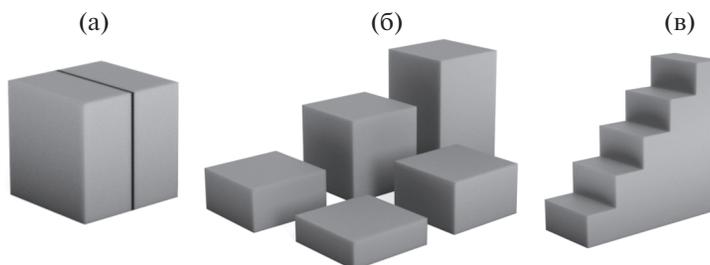
### 2.1. Тестовые образцы

Для проведения данного исследования были изготовлены тестовые образцы с помощью устройства трехмерной печати Original Prusa i3 Mk3s [19]. Среди многообразия материалов для трехмерной печати был выбран АБС-пластик (акрилонитрил бутадиевый стирол), как один из самых распространенных и доступных. Для изготовления тестовых образцов методом послойного наплавления использовался натуральный АБС-пластик фирмы Bestfilament [20]. Основными характеристиками АБС-пластика, заявляемыми производителями, являются: высокая прочность, долговечность, стойкость к ударным нагрузкам, гибкость [20].

При изготовлении всех тестовых образцов были использованы следующие параметры печати: диаметр нити филамента – 1.75 мм, толщина слоя – 0.3 мм, диаметр сопла – 0.4 мм, скорость печати – 40 мм/мин, температура сопла – 235°C и температура стола – 90°C, 100% заполнение пластиком по объему изделия.

На рис. 1 представлен внешний вид цифровых объемных моделей образцов, которые были изготовлены.

Образцы, предназначенные для определения процентной глубинной дозы (ПГД) в исследуемом пластике (рис. 1а), представляют собой два одинаковых параллелепипеда с размерами  $50 \times 50 \times 25 \text{ мм}^3$ . Образцы, предназначенные для опреде-



**Рис. 1.** Цифровые объемные модели образцов, предназначенные для определения: а – процентной глубинной дозы в пластике, б – значений поглощенной дозы за пластиком, в – распределения дозы за сложным образцом.

ления значений поглощенной дозы за пластиком (рис. 1б), представляют собой параллелепипеды с размером основания  $30 \times 30 \text{ мм}^2$  и разными высотами: 10, 20, 30, 40, 50 мм. Также был изготовлен сложный ступенчатый образец, предназначенный для определения распределения дозы за образцом (рис. 1в), толщина которого меняется от 10 мм до 50 мм, глубина образца составляет 30 мм, ширина каждого отдельного элемента – 20 мм.

## 2.2. Геометрия расчетных и экспериментальных исследований

Все расчетные и экспериментальные исследования в данной работе проводились в одинаковой геометрии. Для разных измерений менялся лишь тестовый образец и расположение детекторов излучения. Схема основной геометрии представлена на рис. 2, где  $h$  – высота тестового объекта.

## 2.3. Численное моделирование

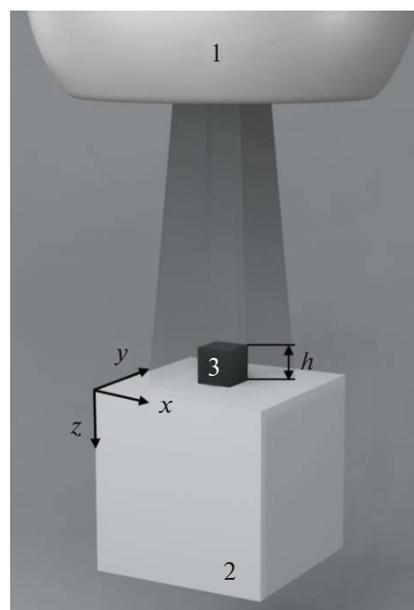
Численное моделирование проводилось в программном обеспечении PCLab [21] на основе метода Монте-Карло [22]. В качестве источника излучения использовался гамма-терапевтический аппарат, содержащий радионуклид  $\text{Co-60}$  (рис. 2–1). Геометрия моделирования источника подробно описана в работах [21, 23]. При разработке численной модели АБС-пластика были использованы следующие параметры: молекулярная формула –  $\text{C}_3\text{H}_8 \cdot \text{C}_4\text{H}_6 \cdot \text{C}_3\text{H}_3\text{N}$ , содержание элементов (по массе): углерод – 84.68%, водород – 7.93%, азот – 7.39%; плотность –  $0.99 \text{ г/см}^3$  [24]. Плотность изделий из АБС-пластика определялась экспериментально с помощью изготовленных тестовых образцов. В качестве материала фантома (рис. 2–2) была выбрана вода, представляющая собой универсальную тканеэквивалентную среду. Расчетный объем был разбит на воксели размером  $4.75 \times 4.75 \times 0.5 \text{ мм}^3$ , представляющие собой детектирующие элементы.

Для определения расчетного глубинного распределения дозы гамма-излучения в АБС-пластике информация была получена с центральной линии вокселей образца, расположенной по пути

распространения пучка (рис. 2–1), количество отслеживаемых первичных частиц было  $10^9$ . Для определения расчетных значений изменения значения поглощенной дозы за пластиком информация была усреднена по четырем вокселям фантома (рис. 2–2), расположенным перпендикулярно пути распространения пучка на глубине 2 см в центре поля облучения за пластиковым образцом, количество отслеживаемых первичных частиц было  $10^8$ . Для определения расчетного распределения поглощенной дозы за пластиковым объектом сложной формы информация была получена с плоскости вокселей фантома (рис. 2–2), расположенных перпендикулярно пути распространения пучка на глубине 2 см, количество отслеживаемых первичных частиц было  $10^{10}$ .

## 2.4. Экспериментальные исследования

Экспериментальные исследования проводились в НИИ онкологии Томского НИМЦ [25].



**Рис. 2.** Схема геометрии расчетных и экспериментальных исследований: 1 – источник излучения, 2 – фантом, 3 – тестовый образец.

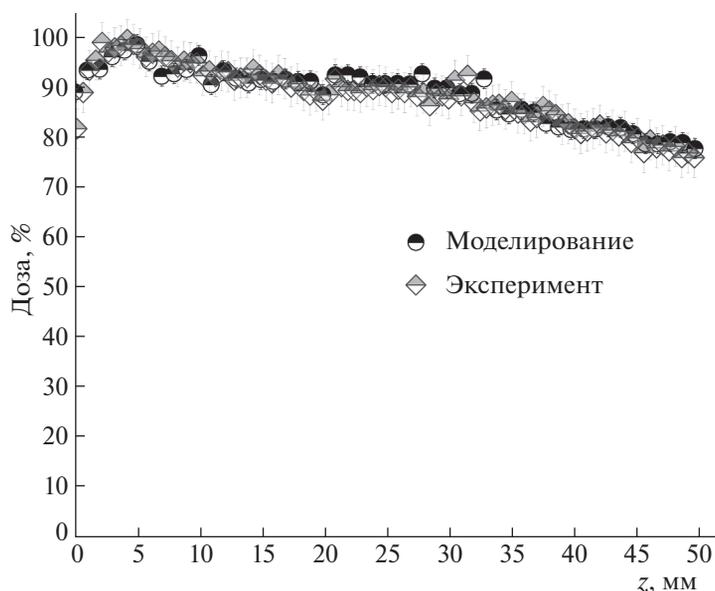


Рис. 3. Процентные глубинные распределения дозы гамма-излучения в АБС-пластике.

Облучение проводилось на гамма терапевтическом аппарате Theratron Equinox 80 [26], содержащим  $Co-60$  (рис. 2–1). В экспериментах использовался твердотельный водозэквивалентный пластинчатый фантом SP33 [27], изготовленный из полиметилметакрилата (PMMA) (рис. 2–2).

В эксперименте для определения ПГД использовались пленочные дозиметры GafChromic EBT3 [28], которые располагались между пластиковыми образцами (рис. 1а). Такой метод определения ПГД в материалах, плотность которых близка к плотности воды, описан в работе [29].

Для определения изменения поглощенной дозы за образцами разной толщины (рис. 1б) использовался набор дозиметрического оборудования. Клинический дозиметр Dose-1 [30] в комплекте с цилиндрической ионизационной камерой FC65-P [31]. Ионизационная камера помещалась в специальной адаптерной пластине фантома SP33 на глубине 2 см в центре поля облучения.

Для определения пространственного распределения дозы, сформированного напечатанным тестовым образцом болюса (рис. 1в), использовались пленочные дозиметры GafChromic EBT3 [28], которые размещались на глубине 2 см в твердотельном фантоме, перпендикулярно оси распространения пучка.

### 3. РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЯ

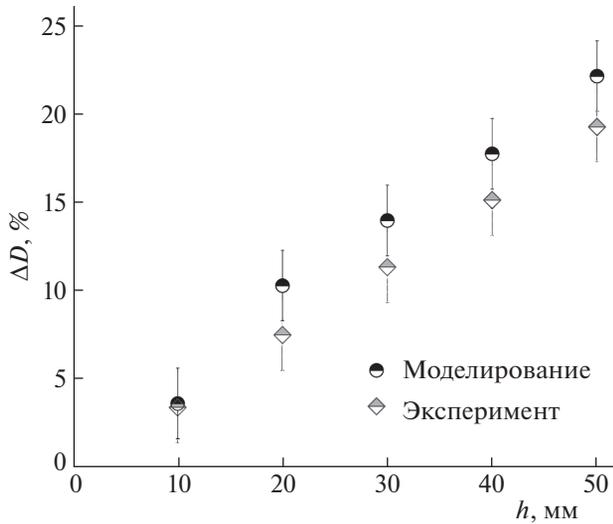
На рис. 3 представлены полученные расчетные и экспериментальные процентные глубинные распределения дозы гамма-излучения в АБС-пластике.

Полученные данные находятся в хорошем согласии (рис. 3), что говорит о достоверности разработанной модели. Отличие экспериментальных и расчетных значений в области малых глубин связано с влиянием деформации края пленочного дозиметра при резке [32, 24].

Результаты оценки дозы облучения за пластиковыми образцами разной высоты  $h$ , имитирующими болюсы, толщина которого не изменяется по всей площади изделия, представлены на рис. 4. Расчетные и экспериментальные данные представлены в виде процентной разницы дозы открытого поля и дозы за пластиковым поглотителем. Таким образом, результаты (рис. 4) показывают процентное уменьшение дозы на поверхности фантома при разных высотах исследуемых образцов, имитирующих болюсы.

Сравнивая полученные данные (рис. 4), можно сделать вывод, что результаты моделирования совпали с экспериментальными в пределах погрешностей. Определено, что напечатанные из АБС-пластика болюсы, толщина которых не превышает 5 см, позволяют уменьшить значение дозы гамма-излучения на поверхности фантома на 20%.

На завершающем этапе работы было получено расчетное и экспериментальное распределение дозы гамма-излучения в поперечном сечении пучка, сформированное объектом сложной ступенчатой формы на глубине 2 см в тканезквивалентном фантоме. На рис. 5 представлен расчетный и экспериментальный профиль сформированной дозы, полученный по центральной оси данного распределения.



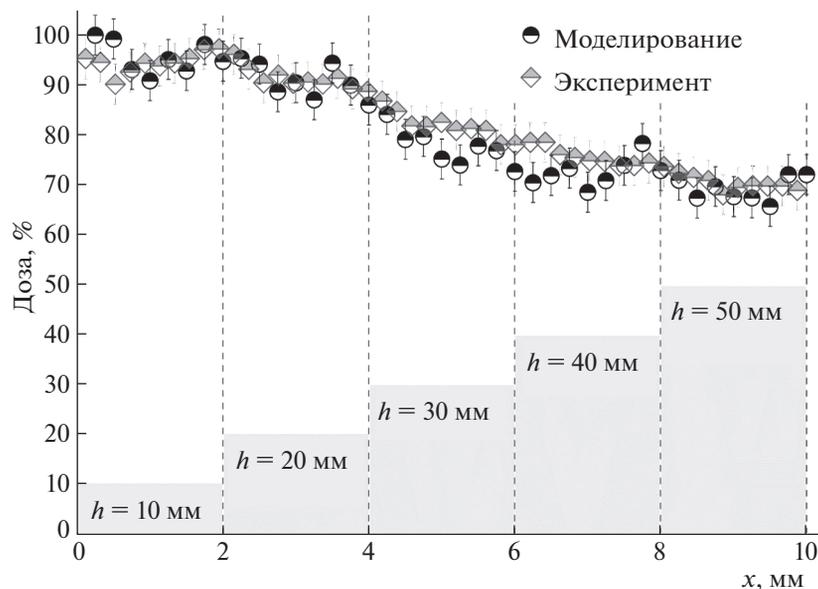
**Рис. 4.** Процентное уменьшение поглощенной дозы на глубине 2 см в фантоме в зависимости от высоты пластикового болюса.

Полученные результаты (рис. 5) совпадают в пределах погрешностей. Определено, что резкое изменение высоты образца не влияет на характер распределения дозы в области перепада толщин.

Результаты работы (рис. 3–5) позволяют сделать вывод о том, что разработанная численная модель пригодна для расчета геометрических параметров пластиковых болюсов, изготовленных методами трехмерной печати. Показано, что болюсы из АБС-пластика пригодны для формирования медицинских пучков гамма-излучения.

#### 4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной работе исследовалась возможность применения технологий трехмерной печати для изготовления пластиковых болюсов для гамма-терапии. Расчетными и экспериментальными методами были изучены особенности взаимодействия гамма-излучения с АБС-пластиком, который пригоден для изготовления объектов методами трехмерной печати. Для этого была разработана численная модель, учитывающая реальные параметры медицинского источника гамма-излучения и свойства исследуемого пластика. Были получены расчетные и экспериментальные процентные глубинные распределения дозы излучения в пластике, значения дозы за пластиковыми образцами разной высоты, имитирующими простой болюс, а также распределения дозы за напечатанным пластиковым изделием с элементами разной толщины, имитирующим болюс со сложной геометрией. Полученные данные численного моделирования и экспериментальные результаты совпали в пределах погрешностей. Таким образом, разработанная численная модель в дальнейшем может использоваться для разработки геометрии болюса в соответствии с клинической задачей. Полученные в работе результаты позволяют сделать вывод о том, что болюс, изготовленный из АБС-пластика методами трехмерной печати, позволяет эффективно формировать медицинский пучок гамма-излучения.



**Рис. 5.** Расчетный и экспериментальный профиль дозового распределения гамма-излучения, сформированный пластиковым болюсом, на глубине 2 см в фантоме.

## БЛАГОДАРНОСТИ

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта Министерства науки и высшего образования Российской Федерации в рамках соглашения 075-15-2021-271 (проект № МК-3481.2021.4).

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *London L.* Global battle against cancer won't be won with treatment alone – effective prevention measures urgently needed to prevent cancer crisis // *Central European journal of public health*, 2018. V. 22. № 1. P. 23–28.
2. *Климанов В.А.* Радиобиологическое и дозиметрическое планирование лучевой и радионуклидной терапии. Часть 1. Радиобиологические основы лучевой терапии. Радиобиологическое и дозиметрическое планирование дистанционной лучевой терапии пучками тормозного и гамма-излучения и электронами. Учебное пособие. М.: НИЯУ МИФИ, 2011. 500 с.
3. *Kudchadker R.J. et al.* Utilization of custom electron bolus in head and neck radiotherapy // *Journal of applied clinical medical physics*, 2003. V. 4. № 4. P. 321–333.
4. *Khan F.M., Gibbons J.P.* Khan's the physics of radiation therapy. Fifth edition. Lippincott Williams & Wilkins, 2014. 572 p.
5. *Boone M.L., Jardine J.H., Wright A.E., Tapley N.D.* High-energy electron dose perturbations in regions of tissue heterogeneity. I. In vivo dosimetry // *Radiology*, 1967. V. 88. № 6. P. 1136–1145.
6. *Mahdavi H., Jabbari K., Roayaei M.* Evaluation of various boluses in dose distribution for electron therapy of the chest wall with an inward defect // *Journal of Medical Physics/Association of Medical Physicists of India*, 2016. V. 41. № 1. P. 38.
7. *Khan F.M., Moore V.C., Levitt S.H.* Field shaping in electron beam therapy // *The British journal of radiology*, 1976. V. 49. № 586. P. 883–886.
8. *Lu Y., Song J., Yao X., An M., Shi Q., Huang X.* 3D-Printing Polymer-based Bolus Used for Radiotherapy // *International Journal of Bioprinting*, 2021. V. 7. № 4. P. 27–42.
9. *Attix F.H.* Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. John Wiley & Sons, 2008. 628 p.
10. *Verhaegen F., Granton P., Tryggstad E.* Small animal radiotherapy research platforms // *Physics in Medicine & Biology*, 2011. V. 56. № 12. P. R55–R83.
11. *Koutsouvelis N., Rouzaud M., Dubouloz A., Nouet P., Jaccard M., Garibotto V., Tournier B.B., Zilli T., Di-pasquale G.* 3D-printing for dosimetric optimization and quality assurance in small animal irradiations using megavoltage X-rays // *Zeitschrift für Medizinische Physik*, 2020. V. 3. № 30. P. 227–235.
12. *Albantow C., Hargrave C., Brown A., Halsall C.* Comparison of 3D-printed nose bolus to traditional wax bolus for cost-effectiveness, volumetric accuracy and dosimetric effect // *Journal of Medical Radiation Sciences*, 2020. V. 1. № 67. P. 54–63.
13. BOLX™ Radiation Bolus Products [Available online]. Available at: <https://www.actionproducts.com/resources/downloads/bolx™-radiation-bolus-products.html> (accessed 27.06.2022)
14. *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.
15. *Desrosiers M., DeWerd L., Deye J., Lindsay P., Murphy M.K., Mitch M., Macchiarini F., Stojadinovic S., Stone H.* The importance of dosimetry standardization in radiobiology // *Journal of research of the National Institute of Standards and Technology*, 2013. V. 118. P. 403–418.
16. *Pedersen K.H., Kunugi K.A., Hammer C.G., Culbertson W.S., DeWerd L.A.* Radiation biology irradiator dose verification survey // *Radiation Research*, 2016. V. 185. № 2. P. 163–168.
17. Болус Superflab [Электронный ресурс]. URL: <https://www.rpdinc.com/superflab-bolus-05cm-thick-x-30cm-square-1696.html>. (дата обращения 27.06.2022)
18. *Robar J.L., Moran K., Allan J., Clancey J., Joseph T., Chytyk-Praznik K., MacDonald R.L., Lincoln J., Sadeghi P., Rutledge R.* Inpatient study comparing 3D printed bolus versus standard vinyl gel sheet bolus for postmastectomy chest wall radiation therapy // *Practical Radiation Oncology*, 2018. V. 4. № 8. P. 221–229.
19. Original PRUSA I3 MK3 [Электронный ресурс]. <https://3dtoday.ru/3d-printers/prusa-research/original-prusa-i3-mk3> (дата обращения 27.06.2022)
20. АБС-пластик фирмы Bestfilament [Электронный ресурс]. <https://bestfilament.ru/abs-0.5-1.75-natural/> (дата обращения 27.06.2022)
21. *Беспалов В.И.* Компьютерная лаборатория (версия 9.6) Томск, ТПУ, 2015. 115 с.
22. *Andreo P.* Monte Carlo simulations in radiotherapy dosimetry // *Radiation Oncology*, 2018. V. 13. № 1. P. 1–15.
23. *Miloichikova I.A., Stuchebrov S.G., Verigin D.A., Krasnykh A.A., Danilova I.B.* Simulation of the X-Ray Beam Absorption by the ABS-Plastic Filled with Different Metallic Additives // *Journal of Physics: Conference Series*. IOP Publishing, 2016. V. 769. № 1. P. 1–6.
24. *Miloichikova I.A., Bulavskaya A.A., Cherepennikov Y.M., Gavrikov B.M., Gargioni E., Belousov D.A., Stuchebrov S.G.* Feasibility of clinical electron beam formation using polymer materials produced by fused deposition modeling // *Physica medica: PM: an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology: official journal of the Italian Association of Biomedical Physics*, 2019. V. 64. P. 188–194.
25. НИИ онкологии Томского НИМЦ [Электронный ресурс]. <https://onco.tnmc.ru/> (дата обращения 27.06.2022)
26. Theratron Equinox 80 [Электронный ресурс]. [http://www.theratronics.ca/product\\_equinox.html](http://www.theratronics.ca/product_equinox.html) (дата обращения 27.06.2022)
27. Фантом SP33 [Электронный ресурс]. <https://goo.su/aDMJ> (дата обращения 27.06.2022)
28. Пленочный дозиметр GafChromic EBТ3 [Электронный ресурс]. <http://www.gafchromic.com/gaf>

- chromic-film/radiotherapy-films/ЕВТ/index.asp (дата обращения 27.06.2022)
29. *Bulavskaya A.A., Cherepennikov Y.M., Grigorieva A.A., Miloichikova I.A., Startseva Z.A., Stuchebrov S.G., Velikaya V.V.* Theoretical study of the dose measurements reliability with longitudinally arranged dosimetry films in materials with different densities // *Journal of Instrumentation*, 2020. V. 15. № 03. P. C03037.
  30. Клинический дозиметр Dose-1 [Электронный ресурс]. <https://all-pribors.ru/opisanie/26714-04-dose-1-25123> (дата обращения 27.06.2022)
  31. Ионизационная камера FC65-P [Электронный ресурс]. <https://www.iba-dosimetry.com/product/fc65-g-fc65-p-ionization-chambers/> (дата обращения 27.06.2022)
  32. Пленочный дозиметр GafChromic EBТ3 [Электронный ресурс]. <http://www.gafchromic.com/gafchromic-film/radiotherapy-films/ЕВТ/index.asp> (дата обращения 27.06.2022)
  33. Efficient Protocols for Accurate Radiochromic Film Calibration and Dosimetry [Электронный ресурс]. <http://www.gafchromic.com/documents/Efficient%20Protocols%20for%20Calibration%20and%20Dosimetry.pdf> (дата обращения 27.06.2022)

**Vestnik Natsional'nogo Issledovatel'skogo Yadernogo Universiteta "MIFI", 2022, vol. 11, no. 2, pp. 178–185**

## Investigation of the Possibility of Three-Dimensional Printing Boluses for Gamma Therapy

**A. A. Sorokina<sup>a,#</sup>, E. A. Bushmina<sup>a</sup>, A. A. Grigorieva<sup>a</sup>, A. A. Bulavskaya<sup>a</sup>, I. A. Miloichikova<sup>a,b</sup>, and S. G. Stuchebrov<sup>a</sup>**

<sup>a</sup> National Research Tomsk Polytechnic University, Tomsk, 634050 Russia

<sup>b</sup> Cancer Research Institute, Tomsk National Research Medical Center, Russian Academy of Sciences, Tomsk, 634009 Russia

<sup>#</sup>e-mail: aas282@tpu.ru

Received July 31, 2022; revised August 5, 2022; accepted August 9, 2022

**Abstract**—The application of radiation therapy in combination with other methods for cancer treatment allows achieving good therapeutic results. It is necessary to form the optimal dose distribution in the target volume for the effective implementation of radiation therapy procedures. Boluses are special devices made of tissue-equivalent materials and placed on the skin surface. Their applications allow changing the dose distribution in the irradiated volume in accordance with the clinical task. This is relevant to the photon irradiation of tumors located close to the skin surface. The use of standard materials such as wax, gelatin, and various gels to fabricate boluses is limited because of the change in the shape and size of such samples during operation. In this work, the possibility of using 3D-printing techniques to fabricate boluses for gamma therapy is explored. For this purpose, a numerical model has been developed involving the real parameters of the gamma radiation medical source and the plastic properties. The calculated and experimental percentage depth dose distributions in plastic, dose values behind plastic samples of different heights, which simulate the simple bolus, and dose distribution behind a printed plastic sample, which simulates a bolus with a complex geometry, have been obtained. The numerical simulation data and experimental results are in good agreement. The work results indicate that the developed numerical model is suitable for calculating the geometric parameters of plastic boluses made by 3D-printing. It has been shown that ABS plastic boluses are applicable for the formation of medical gamma beams.

*Keywords:* gamma therapy, bolus, three-dimensional printing techniques, clinical dosimetry, Monte Carlo method

DOI: 10.56304/S2304487X22020109

### REFERENCES

1. London L. Global battle against cancer won't be won with treatment alone – effective prevention measures urgently needed to prevent cancer crisis. *Central European journal of public health*, 2018, vol. 22, no. 1, pp. 23–28.
2. Klimanov V.A. *Radiobiologicheskoe i dozimetricheskoe planirovanie luchevoj i radionuklidnoj terapii. CHast' 1. Radiobiologicheskie osnovy luchevoj terapii. Radiobiologicheskoe i dozimetricheskoe planirovanie distancionnoj luchevoj terapii puchkami tormoznogo i gamma-izlucheniya i elektronami* [Radiobiological and dosimetric planning of radiation and radionuclide therapy. Part 1. Radiobiological foundations of radiation therapy. Radiobiological and dosimetric planning of remote radiation therapy with brake and gamma radiation

- beams and electrons]. Moscow, MPhI Publ., 2011. 500 p.
3. Kudchadker R.J. et al. Utilization of custom electron bolus in head and neck radiotherapy. *Journal of applied clinical medical physics*, 2003, vol. 4, no. 4, pp. 321–333.
  4. Khan F.M., Gibbons J.P. *Khan's the physics of radiation therapy*. Fifth edition. Lippincott Williams & Wilkins, 2014. 572 p.
  5. Boone M.L., Jardine J.H., Wright A.E., Tapley N.D. High-energy electron dose perturbations in regions of tissue heterogeneity. I. In vivo dosimetry. *Radiology*, 1967, vol. 88, no. 6, pp. 1136–1145.
  6. Mahdavi H., Jabbari K., Roayaei M. Evaluation of various boluses in dose distribution for electron therapy of the chest wall with an inward defect. *Journal of Medical Physics/Association of Medical Physicists of India*, 2016, vol. 41, no. 1, pp. 38.
  7. Khan F.M., Moore V.C., Levitt S.H. Field shaping in electron beam therapy. *The British journal of radiology*, 1976, vol. 49, no. 586, pp. 883–886.
  8. Lu Y., Song J., Yao X., An M., Shi Q., Huang X. 3D-Printing Polymer-based Bolus Used for Radiotherapy. *International Journal of Bioprinting*, 2021, vol. 7, no. 4, pp. 27–42.
  9. Attix F.H. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. John Wiley & Sons, 2008, 628 p.
  10. Verhaegen F., Granton P., Tryggestad E. Small animal radiotherapy research platforms. *Physics in Medicine & Biology*, 2011, vol. 56, no. 12, pp. R55–R83.
  11. Koutsouvelis N., Rouzaud M., Dubouloz A., Nouet P., Jaccard M., Garibotto V., Tournier B.B., Zilli T., Dipasquale G. 3D-printing for dosimetric optimization and quality assurance in small animal irradiations using megavoltage X-rays. *Zeitschrift für Medizinische Physik*, 2020, vol. 3, no. 30, pp. 227–235.
  12. Albantow C., Hargrave C., Brown A., Halsall C. Comparison of 3D-printed nose bolus to traditional wax bolus for cost-effectiveness, volumetric accuracy and dosimetric effect. *Journal of Medical Radiation Sciences*, 2020, vol. 1, no. 67, pp. 54–63.
  13. *BOLX™ Radiation Bolus Products*. Available at: <https://www.actionproducts.com/resources/downloads/bolxtm-radiation-bolus-products.html>. (accessed 27.06.2022)
  14. 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.
  15. Desrosiers M., DeWerd L., Deye J., Lindsay P., Murphy M.K., Mitch M., Macchiarini F., Stojadinovic S., Stone H. The importance of dosimetry standardization in radiobiology. *Journal of research of the National Institute of Standards and Technology*, 2013. vol. 118, pp. 403–418.
  16. Pedersen K.H., Kunugi K.A., Hammer C.G., Culbertson W.S., DeWerd L.A. Radiation biology irradiator dose verification survey. *Radiation Research*, 2016, vol. 185, no. 2, pp. 163–168.
  17. *Superflat Bolus*. Available at: <https://www.rpdinc.com/superflab-bolus-05cm-thick-x-30cm-square-1696.html>. (accessed 27.06.2022)
  18. Robar J.L., Moran K., Allan J., Clancey J., Joseph T., Chytyk-Praznik K., MacDonald R.L., Lincoln J., Sa-deghi P., Rutledge R. Inpatient study comparing 3D printed bolus versus standard vinyl gel sheet bolus for postmastectomy chest wall radiation therapy. *Practical Radiation Oncology*, 2018, vol. 4, no. 8, pp. 221–229.
  19. *Original PRUSA I3 MK3*. Available at: <https://3dtdo-day.ru/3d-printers/prusa-research/original-prusa-i3-mk3>. (accessed 27.06.2022)
  20. *ABS-plastics company Bestfilament*. Available at: <https://bestfilament.ru/abs-0.5-1.75-natural/> (accessed 27.06.2022)
  21. Bespalov V.I. *Komp'yuternaya laboratoriya (versiya 9.6)* [Computer Lab (version 9.6)]. Tomsk, TPU Publ., 2015, 115 p.
  22. Andreo P. Monte Carlo simulations in radiotherapy dosimetry. *Radiation Oncology*, 2018, vol. 13, no. 1, pp. 1–15.
  23. Miloichikova I.A., Stuchebrov S.G., Verigin D.A., Krasnykh A.A., Danilova I.B. Simulation of the X-Ray Beam Absorption by the ABS-Plastic Filled with Different Metallic Additives. *Journal of Physics: Conference Series. IOP Publishing*, 2016, vol. 769, no. 1, pp. 1–6.
  24. Miloichikova I.A., Bulavskaya A.A., Cherepennikov Y.M., Gavrikov B.M., Gargioni E., Belousov D.A., Stuchebrov S.G. Feasibility of clinical electron beam formation using polymer materials produced by fused deposition modeling. *Physica medica: PM: an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology: official journal of the Italian Association of Biomedical Physics*, 2019, vol. 64, pp. 188–194.
  25. *Research Institute of Oncology of Tomsk NIMC*. Available at: <https://onco.tnmc.ru/> (accessed 27.06.2022)
  26. *Theratron Equinox 80*. Available at: [http://www.theratronics.ca/product\\_equinox.html](http://www.theratronics.ca/product_equinox.html). (accessed 27.06.2022)
  27. *Phantom SP33*. Available at: <https://goo.su/aDMJ>. (accessed 27.06.2022)
  28. *Film dosimeter GafChromic EBT3*. Available at: <http://www.gafchromic.com/gafchromic-film/radiotherapy-films/EBT/index.asp>. (accessed 27.06.2022)
  29. Bulavskaya A.A., Cherepennikov Y.M., Grigorieva A.A., Miloichikova I.A., Startseva Z.A., Stuchebrov S.G., Velikaya V.V. Theoretical study of the dose measurements reliability with longitudinally arranged dosimetry films in materials with different densities. *Journal of Instrumentation*, 2020, vol. 15, no. 03, pp. C03037.
  30. *Clinical dosimeter Dose-1*. Available at: <https://all-pri-bors.ru/opisanie/26714-04-dose-1-25123>. (accessed 27.06.2022)
  31. *Ionization chamber FC65-P*. Available at: <https://www.iba-dosimetry.com/product/fc65-g-fc65-p-ionization-chambers/> (accessed 27.06.2022)
  32. *Efficient Protocols for Accurate Radiochromic Film Calibration and Dosimetry*. Available at: <http://www.gafchromic.com/documents/Efficient%20Protocols%20for%20Calibration%20and%20Dosimetry.pdf>. (accessed 27.06.2022)