

СРАВНЕНИЕ РАССЕЯНИЯ ЭЛЕКТРОННОГО ПУЧКА НА КРАЯХ КОЛЛИМАТОРОВ ИЗ ПЛАСТИКА И МЕТАЛЛА

А. А. Красных¹, Ю. М. Черепенников¹, С. Г. Стучебров¹,
И. А. Милойчикова^{1,2}, Б. М. Гавриков³, Д. А. Белоусов⁴, М. А. Казарян⁵

В статье проводится сравнение распределения доз электронов с энергией 6 МэВ в области края металлического и пластикового коллиматоров. Для этого получены расчетные и экспериментальные данные. Результаты работы показали незначительное расхождение распределений доз: разница ширины полутеней не превышала 1.1 мм.

Ключевые слова: электронный пучок, коллиматор, численное моделирование, клинический линейный ускоритель, распределение дозы.

Введение. Благодаря научно-техническому прогрессу повсеместно появляются новые технические решения в области лучевой терапии и диагностики онкологических заболеваний [1–4]. Одним из таких актуальных направлений исследований является повышение требований к точности доставки дозы. Для этого необходимо формировать сложные поля облучения при проведении сеансов электронной лучевой терапии. Сегодня формирование медицинских полей пучков электронов осуществляется с помощью специальных стандартных наборов блоков и коллиматоров [2].

При проведении электронной лучевой терапии конформными полями минимизируется облучение здоровых тканей, что снижает негативные последствия облучения. Для этого необходимо формировать индивидуальные поля облучения. Это делается при помощи коллиматоров, изготовленных индивидуально для конкретного пациента [4]. Эти

¹ Национальный исследовательский Томский политехнический университет, 634034 Россия, Томск, пр-т Ленина, 30; e-mail: art707@tpu.ru.

² Научно-исследовательский институт онкологии Томского НИМЦ, 634009 Россия, Томск, пер. Кооперативный, 5.

³ Московская городская онкологическая больница № 62, 143423 Россия, Московская обл., Красногорский район, п/о Степановское, поселок Истра, 27.

⁴ Институт автоматики и электрометрии СО РАН, 630090 Россия, Новосибирск, пр. Академика Коптюга, 1.

⁵ ФИАН, 119991 Россия, Москва, Ленинский пр-т, 53.

изделия изготавливаются при помощи плавки или резки металлов [4]. Это сильно ограничивает их применение, так как для работы с металлом необходимы квалифицированные специалисты и специально оборудованное помещение, что не всегда возможно организовать в медицинском учреждении.

В работе [5] авторами был предложен метод формирования клинических электронных пучков полимерными изделиями, изготовленными методами трехмерной печати. Применение трехмерной печати позволит с высокой точностью и скоростью изготавливать изделия специализированной формы, учитывающие особенности конкретных клинических случаев, а простота и низкая стоимость эксплуатации облегчит внедрение метода в медицинскую практику.

Пластик имеет существенно меньшую плотность, чем традиционно применяемые для изготовления коллиматоров металлы. В силу этого, коллиматоры из полимеров для полного поглощения пучков должны иметь толщину больше, чем металлические. Возникает вопрос о рассеивании электронов на толщине пластика в области края коллиматора. Для изучения возможности применения предложенного метода необходимо оценить влияние рассеяния электронов на большей толщине пластика на распределение дозы в облучаемой мишени.

Данная работа была направлена на оценку влияния большей, чем у металлических изделий, толщины пластиковых коллиматоров на рассеивание высокоэнергетических электронов в области края отверстия. Для этого при помощи компьютерного моделирования был проведен расчет распределения дозы электронного пучка, часть которого проходит через коллимационное отверстие без препятствий, а часть поглощается в однородном материале коллиматора из пластика или металла. Также было проведено экспериментальное исследование рассеивания медицинского клинического электронного пучка на краях металлического и пластикового коллиматоров.

Материалы и методы. Среда моделирования. Моделирование распределения дозы электронного пучка проводилось при помощи программы PCLab “Компьютерная лаборатория” [6], которая учитывает параметры пучка электронов и характер взаимодействия частиц с различными материалами. Моделирование проводилось методом Монте-Карло.

Источник излучения. Источником в эксперименте служил медицинский ускоритель ONCOR Impression Plus (Siemens) [7], установленный в Московской городской онкологической больнице № 62, работающий в режиме номинальной энергии 6 МэВ, с размером поля 10×10 см².

Для моделирования был создан виртуальный источник, пучок которого имеет характеристики, соответствующие основным параметрам пучка ускорителя ONCOR. Он представлял собой плоский квадратный пучок электронов с равномерным распределением испускаемых частиц по площади $10 \times 10 \text{ см}^2$. В моделировании энергия электронов имеет гауссово распределение со средней энергией электронов 5.3 МэВ и среднеквадратичным отклонением 3%.

Коллиматоры. Для проведения исследования необходимо иметь металлическое и пластиковое изделия с толщинами, достаточными, чтобы в их объемах полностью поглотить электроны. Для эксперимента металлический коллиматор был изготовлен в соответствии с методикой, используемой в Московской городской онкологической больнице № 62. Для этого в системе планирования в соответствии с формой опухоли создается файл с данными о форме необходимого отверстия коллиматора. Эти данные передаются на станцию Compu cutter III [4] для подготовки и изготовления пенополистиролового макета. Затем в специальной печи фирмы CIVCO [4] с использованием сплава А-158 при помощи созданного макета выплавляется металлический коллиматор.

Полимерный коллиматор изготавливался с помощью технологий быстрого прототипирования из HIPS-пластика. Данный материал отвечает всем необходимым требованиям для изготовления однородного объемного объекта высокой прочности. Толщина поглотителя выбиралась исходя из условия полного поглощения электронов с энергией 6 МэВ, и составила 4 см [5]. Для изготовления изделия использовалось устройство быстрого прототипирования “UP! Plus 2” [5]. Поперечные размеры объекта составляли $10 \times 10 \text{ см}^2$, измеренная плотность изделия $0.89 \pm 0.04 \text{ г/см}^3$.

Для расчетов были созданы модели коллиматоров из обоих материалов, имеющие химический состав, соответствующий HIPS-пластику (углерод – 92,26%, водород – 7.74%) и сплаву А-158 (состав сплава: висмут – 50%, свинец – 26.7%, олово – 13.3%, кадмий – 10%). Плотность материалов задавалась в соответствии с техническими характеристиками изделий и корректировалась на основе экспериментальных данных [5]. Толщины моделей соответствовали реальным изделиям, использовавшимся в эксперименте.

Геометрия. В первой части эксперимента стандартный аппликатор клинического ускорителя электронов ONCOR Impression Plus дополнялся металлическим коллиматором, во второй – коллиматором из HIPS-пластика. Для оценки полученного распределения дозного поля электронов использовалась радиографическая дозиметрическая пленка Gafchromic EBТ3 [8], закрепленная на поверхности твердотельного тканеэквивалентного фантома SP33. Расстояние от источника излучения до поверхности фантома

составляло 100 см; от переднего края коллиматора до поверхности фантома – 6.3 см. Исследование проводилось при нормальном падении пучка, угол гантри – 0° .

При оцифровке пленочного дозиметра был использован цветной планшетный сканер Epson Perfection V750 Pro. Полученные цифровые изображения были проанализированы с использованием специального программного кода, разработанного с помощью пакета прикладных программ MATLAB. Оценка распределения доз в области края коллиматоров проводилась по пяти линиям в центре поля облучения, расположенным перпендикулярно к границе отверстия.

В моделировании геометрические параметры соответствовали экспериментальным. Расчет велся с учетом наличия стандартного аппликатора с квадратным отверстием 10×10 см², который представлял собой набор металлических пластин из сплава латуни 260, ее состав задавался в соответствии со стандартом ASTM (Cu – 70%, Zn – 30%). Геометрические параметры крепежной и коллимирующих пластин аппликатора были выбраны в соответствии с технической документацией ускорителя [7].

Результаты и обсуждения. Результаты расчетов и экспериментов по определению распределения дозы в области края коллиматора представлены на рис. 1. Ошибка определения дозы в эксперименте обусловлена погрешностью пленочного дозиметра Grafchromic EBТЗ и составляет около 4% [8]. В моделировании статистическая погрешность составила 1%.

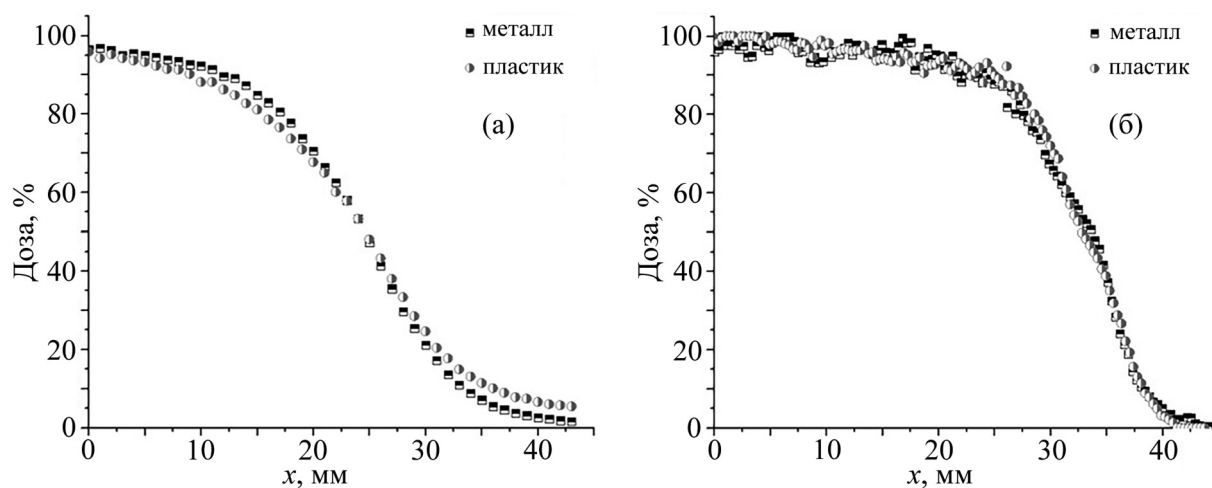


Рис. 1: Распределение дозы в области края коллиматора: (а) моделирование, (б) эксперимент.

Расчетные и экспериментальные данные (рис. 1) показали хорошее согласие дозных распределений на краях коллиматоров. Критерием оценки являлась ширина полутени, определяемая как расстояние между уровнями 20% и 80% изодоз. В моделировании разница ширин полутеней для металлического и пластикового коллиматоров составила менее 0.8 мм, в эксперименте – менее 1.1 мм.

На рис. 1(а) распределение дозы, сформированное металлическим коллиматором, имеет более высокий градиент, однако в экспериментальных данных данный эффект не прослеживается. Это может быть обусловлено особенностями методов численного моделирования. Разница между расчетными и экспериментальными данными обусловлена упрощением численной модели источника излучения для оптимизации расчетов, а также тем, что технические характеристики элементов головки ускорителя точно не известны, так как являются коммерческой тайной производителя.

Заключение. Разработанная модель пригодна для проведения предварительных оценок распределений доз на краях коллиматоров. Максимальная разница, полученная экспериментально, между ширинами полутеней для металлического и пластикового коллиматора составила 1.1 мм для энергии электронов 6 МэВ. При моделировании эта цифра была не более 0.8 мм. Результаты работы показали эффективность применения пластика для формирования электронных полей, что дает возможность применения пластиковых индивидуальных коллиматоров, изготовленных методами трехмерной печати, для формирования электронных пучков медицинского назначения. Это упростит подготовку к проведению лучевой терапии пучками электронов сложной формы.

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

Л И Т Е Р А Т У Р А

- [1] Ю. А. Башмаков, Т. В. Бондаренко, С. М. Полозов, Краткие сообщения по физике ФИАН **43**(2), 13 (2016).
- [2] С. Garibaldi, В.А. Jerezek-Fossa, G. Marvaso, et al., *E-cancer medical science* **11**(785), 19 (2017).
- [3] В. В. Сиксин, Ю. П. Ендовин, Краткие сообщения по физике ФИАН **45**(6), 42 (2018).
- [4] Workstation for melting and casting alloy. [Электронный ресурс]: <http://www.parscientific.com/Workstation.html>.

- [5] I. A. Miloichikova, A. A. Krasnykh, I. B. Danilova, et al., AIP Conf. Proc. **1772**(1), 060018 (2016).
- [6] Компьютерная лаборатория (КЛ/ PCLab). Свидетельство об официальной регистрации программы ЭВМ № 2007615275 от 28.12.2007.
- [7] ONCOR Digital Medical Linear Accelerator Specifications. [Электронный ресурс]: <http://www.siemens.com.tr/i/assets/saglik/onkoloji/oncor.pdf>.
- [8] P. Sipilä, J. Ojala, S. Kaijaluoto, et al., J. Appl. Clin. Med. Phys. **17**(1), 360 (2016).

Поступила в редакцию 7 февраля 2019 г.

После доработки 1 июля 2019 г.

Принята к публикации 2 июля 2019 г.