

Расчёт дозового поля медицинского ускорителя для комплекса лучевой терапии КЛТ-6А. С. Курилик^{1,2*} В. И. Шведун^{1,2†}

¹Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова,
Научно-исследовательский институт ядерной физики имени Д. В. Скобельцына
Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, дом 1, стр. 2

²ООО «Лаборатория электронных ускорителей МГУ»,
Россия, 119234, Москва, Ленинские горы, дом 1, стр. 77
(Статья поступила 02.07.2019; Подписана в печать 15.08.2019)

Развита методика расчёта, с использованием программного пакета Geant4, локальной радиационной защиты линейного ускорителя электронов С-диапазона на энергию 6 МэВ. Выполнено моделирование локальной радиационной защиты излучателя комплекса лучевой терапии КЛТ-6.

PACS: 28.41.Te, 28.52.Av, 87.52.??g УДК: 539.1.043

Ключевые слова: радиационная защита, geant4, лучевая терапия.

Локальная радиационная защита комплекса лучевой терапии КЛТ-6 ограничивает проникновение ионизирующего излучения от ускорителя в окружающее пространство. Защита для стационарных систем обычно проектируется с некоторым запасом. Однако, если источник излучения предполагается подвижным, а в комплексе лучевой терапии излучатель движется вокруг пациента, задача минимизации размеров и массы излучателя приобретает первостепенную важность.

Переход на более высокую частоту СВЧ поля с 2856 на 5712 МГц позволяет уменьшить размеры ускоряющей структуры. Что, в свою очередь, позволяет уменьшить размеры внутренней полости и, следовательно, внешние размеры и массу радиационной защиты. Дополнительно уменьшить размеры и массу можно использованием тяжёлых вольфрамовых сплавов вместо используемого обычно для таких целей свинца. Общий вид локальной радиационной защиты излучателя комплекса лучевой терапии КЛТ-6 показан на рис. 1.

ГОСТ Р МЭК 60601-2-1-2013 ограничивает утечку тормозного излучения: в плоскости пациента (круг радиусом 2 м расположенный на расстоянии 1 м от тормозной мишени) величиной 0.1% относительно максимальной поглощённой дозы, измеренной на оси ускорителя на расстоянии 1 м от тормозной мишени; на границе измерения утечки вне плоскости пациента (1 м от линии транспортировки пучка) величиной 0.5%.

Зависимость относительной дозы от полярного угла показана на рис. 2,а. В диапазоне полярных углов от 0 до ~ 60° дополнительное ослабление будет обеспечиваться системой формирования терапевтического пучка, состоящей из защитных колец, шторок и многолепесткового коллиматора. В диапазоне полярных углов более 170° градусов дополнительное ослабление будет обеспечивать ускоряющая структура.

При расчёте защиты для КЛТ-6, необходимо учитывать наличие технологических отверстий, через кото-

рые может происходить утечка ионизирующего излучения. Таким образом, упрощённое рассмотрение в аксиально симметричном приближении уже не даёт адекватной оценки. Для анализа требуется двухмерное распределение дозы по полярному и азимутальному углам. Такое распределение показано на рис. 2,б. Соответствующее технологическим отверстиям превышение дозы свыше допустимого порога является незначительным и при усреднении за счёт движения окажется ниже порога.

Работа подготовлена в рамках выполнения соглашения между Министерством науки и высшего образования Российской Федерации и АО «НИИТФА» о предоставлении субсидии № 14.582.21.0011 от 03.10.17 г. «Создание и передача на клинические испытания образца импортозамещающего комплекса лучевой терапии на базе инновационного оборудования (6 МэВ ускорителя и конусно-лучевого томографа)». Уникальный идентификатор соглашения RFMEFI58217X0011.

Работа выполнена с использованием оборудования Центра коллективного пользования сверхвысокопроизводительными вычислительными ресурсами МГУ имени М. В. Ломоносова.

*E-mail: a.s.kurilik@yandex.ru

†E-mail: shvedunov@gmail.com

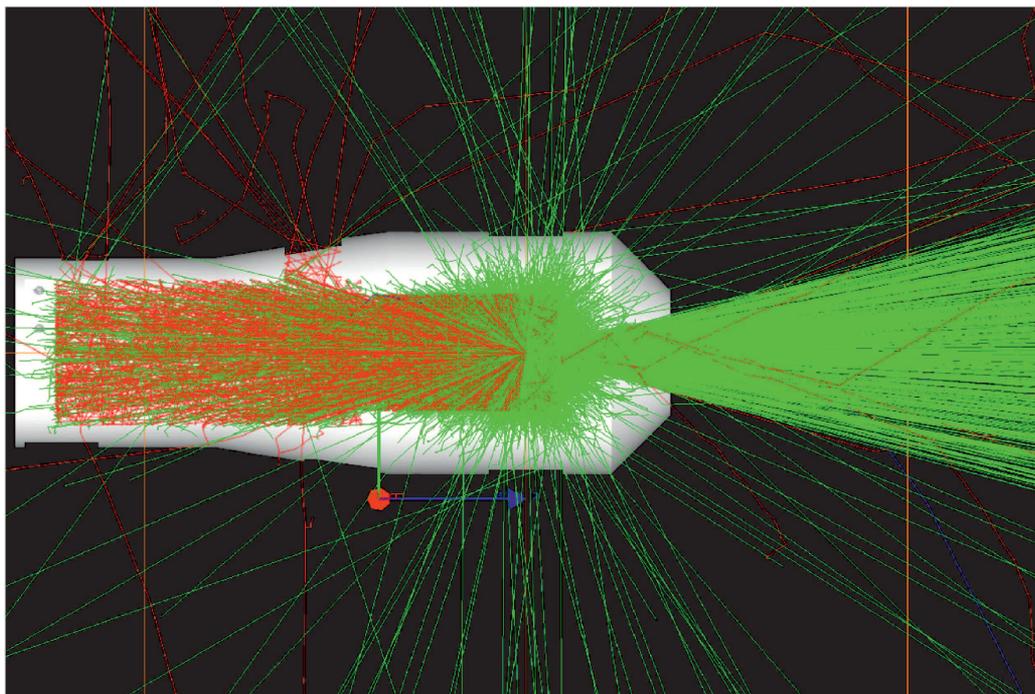


Рис. 1: Изображение локальной радиационной защиты КЛТ-6 и треков частиц. Серым цветом показана радиационная защита. Зелёные линии — фотоны тормозного излучения, красные — электроны, синие — позитроны. Изображение получено для 1000 первичных 6 МэВ электронов, попадающих на тормозную мишень. Конусный коллиматор обеспечивает вывод тормозного излучения в рабочую область

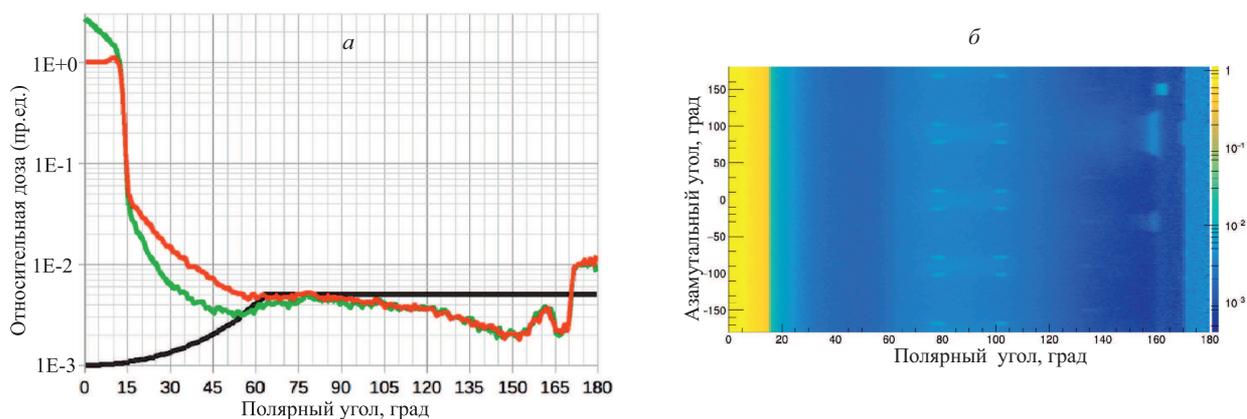


Рис. 2: *а* — Зависимости относительной дозы от полярного угла. Угол 0° соответствует оси ускорителя. Красная линия — с установленным выравнивающим фильтром (относительная доза на оси ускорителя равна 1), зелёная — без фильтра (относительная доза на оси ~ 2.5), чёрная линия — порог допустимого уровня утечки тормозного излучения, установленный ГОСТ Р МЭК 60601-2-1-2013; *б* — Распределение дозы относительно дозы на оси ускорителя в зависимости от полярного и азимутального углов. Хорошо видны области, соответствующие технологическим отверстиям в локальной радиационной защите КЛТ-6

Calculation of dose field of medical accelerator for complex of radiotherapy KLT-6**A. S. Kurilik^{1,2,a}, V. I. Shvedunov^{1,2,b}**¹*Lomonosov Moscow State University, Skobeltsyn Institute of Nuclear Physics
Moscow 119991, Russia*²*Laboratory of electron accelerators MSU Ltd
Moscow 119991, Russia**E-mail: ^aa.s.kurilik@yandex.ru, ^bshvedunov@gmail.com*

Method of calculation using Geant4 for local radiation shield of 6 MeV linear C-band electron accelerator was developed. Simulation of head local radiation shield of KLT-6 radiotherapy complex was performed.

PACS: 28.41.Te, 28.52.Av, 87.52.-g

Keywords: radiation shield, geant4, radiation therapy.*Received 02 July 2019.***Сведения об авторах**

1. Курилик Александр Сергеевич — канд. физ.-мат. наук, вед. программист, тел.: (495) 939-24-51, e-mail: a.s.kurilik@yandex.ru.
 2. Шведунов Василий Иванович — доктор физ.-мат. наук, профессор, гл. науч. сотрудник, тел.: (495) 939-24-51, e-mail: shvedunov@gmail.com.
-