

## Разработка метода контроля дозового распределения при фотонной лучевой терапии

А. Г. Синельников,\* А. П. Черняев

*Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова,  
физический факультет, кафедра физики ускорителей и радиационной медицины  
Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2*

(Поступила в редакцию 30.07.2021; подписана в печать 17.08.2021)

На сегодняшний день лучевая терапия занимает значительное место в лечении онкологических заболеваний. В последние годы стали внедряться новые радиотерапевтические методики, направленные на повышение качества лечения, которые, например, позволяют контролировать положение опухоли непосредственно в процессе облучения, сокращая время процедуры и минимизируя негативное воздействие на пациента. Примером совмещения диагностики и лучевой терапии является установка «Томотерапия», в которой пучок ионизирующего излучения с высокой точностью направляется на опухоль, а встроенный компьютерный томограф определяет форму, размер и положение опухоли за считанные секунды до начала сеанса.

Нами предлагается метод, который может стать способом оценки распределения дозы в теле пациента при облучении на действующих медицинских ускорителях электронов. Метод использует идеологию, на которой основана позитрон-эмиссионная томография, и построен на регистрации аннигиляционных фотонов. В основе его — использование механизма рождения электрон-позитронных пар. Образующиеся в процессе облучения фотонами позитроны испытывают ионизационное торможение и затем аннигилируют с образованием двух фотонов с энергией 0.511 МэВ. Регистрируя такие фотоны на совпадение, можно получить распределение актов аннигиляции в облучаемой области тканей. В работе создана математическая модель, позволяющая по этому распределению оценить распределение поглощенной дозы в данном участке тканей.

В рамках выполненного компьютерного эксперимента с использованием пакета GEANT4 оценена корреляция между распределением поглощенной дозы первичного потока фотонов и распределением плотности аннигиляций вторичных позитронов. Получены глубинные распределения поглощенной дозы и числа аннигиляций, а также подобрана эмпирическая функция пересчета из распределения числа аннигиляций в глубинное распределение поглощенной дозы.

PACS: 87.56.-v

УДК: 539.1+61

Ключевые слова: тормозные фотоны, аннигиляционные фотоны, поглощенная доза, моделирование методом Монте-Карло.

### ВВЕДЕНИЕ

Широкое применение достижений ядерной физики в медицине привело к созданию целого ряда уникальных ядерно-физических методов и установок. Физико-технические разработки реализованы в таких установках для лучевой терапии как медицинский линейный ускоритель, кибер-нож и гамма-нож, установках для лучевой диагностики: гамма-камера, КТ, ОФЭКТ, ПЭТ и МРТ.

Достижения последнего десятилетия в создании такой техники — это двух и даже трехкомпонентные совмещенные томографы: ПЭТ/КТ, ПЭТ/ОФЭКТ, ПЭТ/МРТ, ПЭТ/КТ/ОФЭКТ. Особое значение для медицины имеют методы лучевой терапии, объединяющие в себе диагностический и терапевтический аспекты лечения. Примером реализации подобного метода является лучевая установка «Томотерапия» (TomoTherapy), где встроенный КТ-сканер определяет местоположение опухоли, которая затем облучается высокоточным пучком электронов. Установка Томо-

терапия не так распространена (около 400 установок в мире), как линейные ускорители электронов, которых в мире насчитывается около 13000, в связи с чем становится актуальным поиск новых двухфакторных ядерно-физических методов.

Основную часть техники для лучевой терапии представляют медицинские линейные ускорители, которых в мире более 13000, действующие при максимальных значениях энергии тормозных фотонов 6 – 20 МэВ. Весьма актуальной для современной медицины задачей представляется разработка методов лучевой терапии тормозными фотонами, позволяющих в процессе облучения в динамике контролировать распределение дозы в опухоли.

Известно, что при энергиях 6–15 МэВ вклад механизма рождения электрон-позитронных пар в создание общего потока вторичных частиц значителен, а при энергии выше 15 МэВ становится доминирующим. Число образующихся вторичных позитронов и электронов примерно равно друг другу.

Потому видится перспективным один из возможных подходов [1], аналогичный методике, используемой в ПЭТ-томографии [2]: при прохождении пучка тормозных фотонов через биологическую ткань, внут-

\* [sinelnikov1995@gmail.com](mailto:sinelnikov1995@gmail.com)

ри нее образуются электронно-позитронные пары. Позитроны, аннигилируя с электронами среды, образуют пары гамма-квантов с энергией 511 кэВ, разлетающихся в строго противоположных направлениях:

$$e^+ + e^- > 2\gamma.$$

При одновременной регистрации этих фотонов детекторами, включенными в схему совпадений, точка аннигиляции находится на прямой, соединяющей эти два детектора. Используя большой набор детекторов, расположенных вокруг исследуемого объекта (или вращая пару детекторов вокруг объекта), и регистрируя аннигиляционные фотоны на совпадение, можно построить пространственное распределение точек аннигиляции. Исследования по разработке аналогичного метода для ионной лучевой терапии выполнялись в работах зарубежных ученых, в частности, из Германии и Республики Корея [3, 4].

В настоящей работе было сделано предположение, что по числу актов аннигиляции возможно определение величины дозы, получаемой тем или иным участком ткани в процессе облучения. Для этого необходимо эмпирически или теоретически подобрать функцию для пересчета распределения аннигиляционных фотонов в распределение поглощенной тканями дозы.

Целью настоящей работы является исследование возможности получения функции, позволяющей пересчитывать распределение аннигиляций вторичных позитронов в распределение поглощенной дозы в заданном объеме.

## 1. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В настоящей работе для моделирования пространственного распределения точек аннигиляции позитронов и распределения дозы используется программный код GEANT4 [5]. Данная библиотека программ разработана в CERN для моделирования прохождения частиц через вещество на основе метода Монте-Карло. GEANT4 написана на языке C++ и включает в себя описание всех известных частиц и физических процессов, протекающих при взаимодействии излучения с веществом. Набор стандартных программ пакета GEANT4 позволяет полностью описать физический эксперимент: геометрию системы, химический состав образующих ее материалов, типы частиц, участвующих в эксперименте, и физические механизмы, описывающие их взаимодействие.

На основе пакета программ GEANT4 был смоделирован эксперимент на ускорителе электронов. Пучок электронов из ускорителя падает на тормозную мишень, состоящую из слоя вольфрама (74W) толщиной 0.6 мм и слоя меди толщиной 1 см. Количество частиц в пучке электронов составляло  $5 \cdot 10^9$ . Получаемый пучок тормозного излучения имеет форму квадрата и поперечный размер  $20 \times 20$  мм.

При моделировании использовался монохроматичный пучок электронов с энергией 6, 12, 16 и 20 МэВ. При взаимодействии электронов с вольфрамовой мишенью возникает поток тормозных фотонов, который и попадает в облучаемый объем (водный фантом размером  $200 \times 200 \times 200$  мм). Из этого объема, в свою очередь, вылетают аннигиляционные и тормозные фотоны, которые регистрируются детекторами, окружающими его (рис. 1). Расстояние источник-поверхность фантома составляло 100 см.

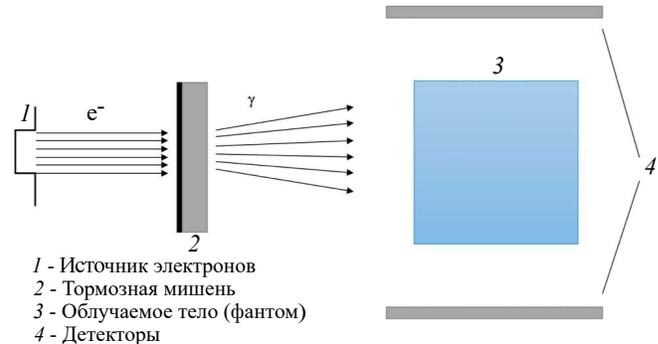


Рис. 1. Схема модельного эксперимента

Зависимость сечения рождения пар от энергии  $\gamma$ -квантов для области рассматриваемых энергий  $2.5 \text{ МэВ} < E < 25 \text{ МэВ}$  может быть представлена в следующем виде [6]:

$$\sigma_{\text{П}} \sim Z^2 \ln \frac{E}{m_e c^2},$$

где  $Z$  — зарядовое число атомного ядра вещества мишени,  $E$  — энергия  $\gamma$ -квантов,  $m_e c^2 = 0.511 \text{ МэВ}$  — энергия покоя электрона.

## 2. РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Учитывая, что, в основном, энергия медицинских ускорителей, используемых в медицинских центрах России, составляет 6–20 МэВ, в настоящей работе представлены результаты модельного эксперимента облучения водного фантома пучком тормозных фотонов, полученных при использовании пучка первичных электронов энергии 20 МэВ. При этой энергии сечение рождения электрон-позитронных пар является наибольшим, а, следовательно, количество аннигиляционных фотонов будет максимальным.

Среднее число актов аннигиляции, приходящееся на 1 Гр облучения при энергии пучка 20 МэВ, —  $1.52 \cdot 10^8$ .

В выполненном модельном эксперименте было получено глубинное распределение дозы и распределение числа аннигиляций по направлению движения пучка ионизирующего излучения. Оба распределения нор-

мированы на собственное максимальное значение, результаты представлены на рис. 2.

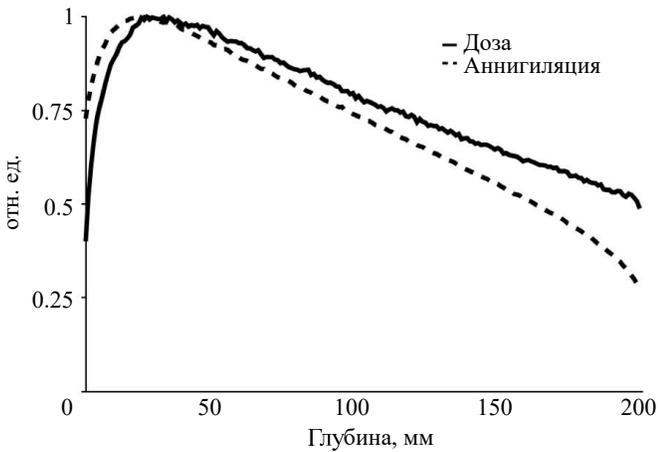


Рис. 2. Глубинное распределение дозы и количества аннигиляций при энергии электронов 20 МэВ

Целью настоящей работы является поиск возможности оценки глубинного распределения дозы по распределению числа аннигиляций. Для этого в настоящей работе подбиралась функция пересчета, позволяющая получить одно распределение из другого.

Для подбора этой функции было получено распределение отношения «доза-число аннигиляций», представленное на рис. 3. Для получения этого распределения рассчитано отношение дозы к числу аннигиляций, приходящихся на каждый миллиметр по глубине облучаемого тела.

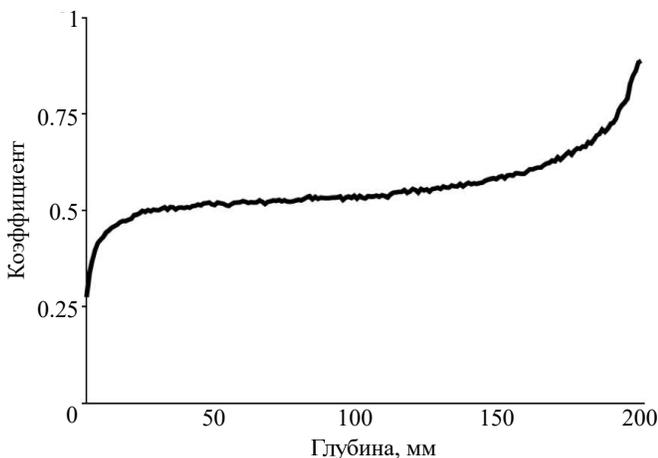


Рис. 3. Распределение отношения «доза-число аннигиляций»

Полученное распределение удовлетворительно аппроксимируется функцией:

$$f(x) = \begin{cases} A_1 \ln x + A_2, & x \in (1, 140), \\ B_1 + B_2x + B_3x^2 + B_4x^3, & x \in (140, 200). \end{cases}$$

Были рассчитаны коэффициенты экспоненциальной регрессии:  $A_1 \approx 1.9974$ ,  $A_2 \approx 6.0327$ ,  $B_1 \approx -2.410523$ ,  $B_2 \approx 4.748492$ ,  $B_3 \approx -2.986843$ ,  $B_4 \approx 6.301349$ . Данная функция аппроксимирует зависимость с коэффициентом  $R = 0.99543$ . Средняя ошибка аппроксимации составила  $\bar{A} = 1.64\%$ .

По результатам использования функции пересчета на глубинном распределении числа аннигиляций, получено дозовое распределение, представленное на рис. 4. По итогам пересчета координаты максимума дозы в смоделированных и в пересчитанных результатах совпадают (на глубине  $\sim 30$  мм), однако отличаются величины дозы на этой глубине на 4% (0.96 отн. ед. и 1 отн. ед. соответственно), в то время как градиент спада дозы для обоих графиков совпадает.

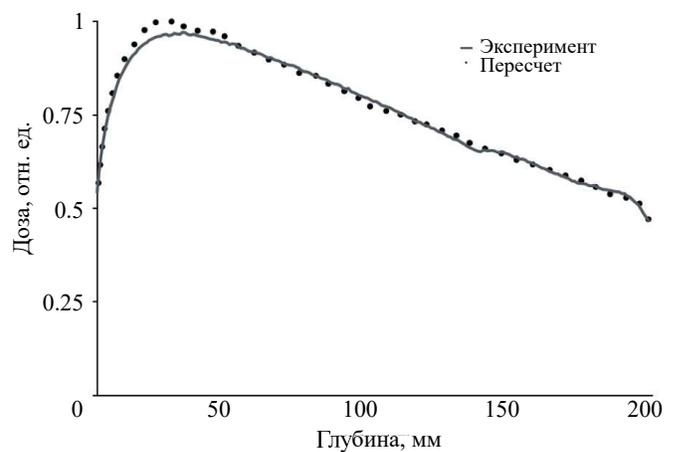


Рис. 4. Дозовое распределение, полученное путем пересчета распределения числа аннигиляций в сравнении с результатом, полученным методом Монте-Карло (20 МэВ)

Полученные результаты в некотором приближении дают основания полагать предлагаемый метод теоретически реализуемым.

В процессе облучения из фантома, помимо аннигиляционных фотонов, рождаются тормозные фотоны, в связи с чем было проведено сравнение энергетических спектров аннигиляционных и тормозных фотонов, попадающих в систему детекторов, окружающих облучаемое тело (рис. 5).

При анализе смоделированных спектров установлено, что около 70% всех тормозных фотонов имеют энергию ниже 511 кэВ. В спектре аннигиляционных фотонов наблюдаются фотоны с энергией от 0 до 511 кэВ, что обусловлено наличием в потоке аннигиляционных фотонов таких, что вылетают из облучаемого тела, потеряв часть энергии на взаимодействие с фантомом. Количество аннигиляционных фотонов с энергией 511 кэВ в  $\sim 4$  раза превышает количество тормозных фотонов той же энергии. Таким образом фон, вносимый тормозными фотонами, не внесет ошибку в детектирование аннигиляционных фотонов. Учитывая высокую разрешающую способность современных детекторов (например «Прогресс-гамма»,

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

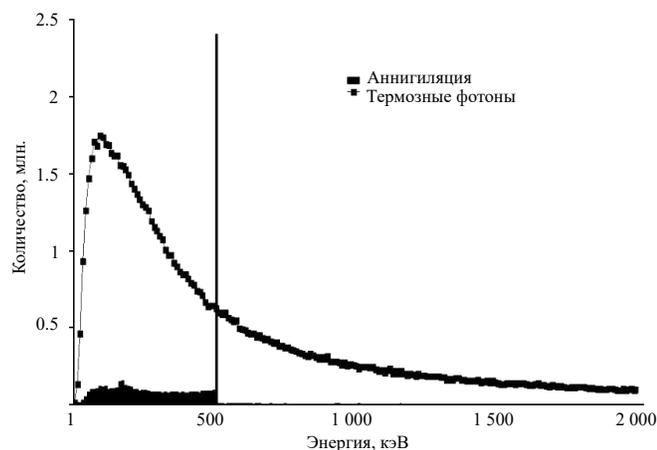


Рис. 5. Энергетические спектры тормозных и аннигиляционных фотонов для энергии первичного пучка 20 МэВ

«МУЛЬТИРАД» — не более 8.5%; «ГАММА-1С» — не более 8%), создание на их основе экспериментальной установки позволит отличить тормозные фотоны от аннигиляционных.

Подобрана приближенная функция пересчета, позволяющая оценить глубинное распределение дозы по распределению аннигиляций:

$$f(x) = \begin{cases} A_1 \ln x + A_2, & x \in (1, 140), \\ B_1 + B_2x + B_3x^2 + B_4x^3, & x \in (140, 200). \end{cases}$$

Показано, что результаты, получаемые при использовании этой функции, дают совпадение как градиента спада дозы, так и координат максимума, но расходятся на 4% с модельными данными их величиной.

Проведенные исследования приводят к заключению, что возможна модернизация уже существующих медицинских ускорителей электронов. Установка на них системы детекторов, подключенных по схеме совпадений, позволит получить глубинное распределение числа аннигиляций в организме пациента одновременно с сеансом лучевой терапии. Анализ этого распределения приводит к расчету глубинного дозового распределения и позволяет в динамике осуществлять контроль за процессом лучевого лечения.

- [1] Синельников А.Г. и др. // Медицинская физика. 2020. № 1. С. 85.  
[2] Visvikis D., Cheze-Le Rest C., Jarritt P. // British J. Radiology. 2004. С. 906.  
[3] Su Jung An, Cheol-Ha Beak, Kisung Lee, Yong Hyun Chung // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and

- Associated Equipment. **698**. С. 37.  
[4] Ponisch Falk, Parodi Katia, Hasch Bernhard G. // Phys. Med. Biol. 2004. **49**. С. 5217.  
[5] Allison J. et al. // Phys. Res. A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. **835**. С. 186.  
[6] Мурзина Е.А. Взаимодействие излучения высокой энергии с веществом. Учебное пособие. 2007. С. 97.

## Development of a method for control of dose distribution in radiation therapy on photon beams

A. G. Sinelnikov<sup>a</sup>, A. P. Chernyaev

Lomonosov Moscow State University, Moscow 119991, Russia

E-mail: <sup>a</sup>sinelnikov1995@gmail.com

Today, radiation therapy has a significant place in the treatment of cancer. In recent years, new radiotherapy methods of treatment have begun to be introduced, which, for example, make it possible to control tumors directly during the irradiation process, shortening the procedure time and minimizing the negative impact on the patient. An example of combining diagnostics and radiation therapy is the "Tomotherapy" device, with the help of which a beam of ionizing radiation is directed to the tumor with high accuracy, the built-in computer form determines the size and position of the tumor in a matter of seconds before the start of the session.

We propose a method for assessing the distribution of doses in the body during irradiation with medical electron accelerators. The method uses positron emission tomography based on the registration of annihilation photons. It is based on the use of the electron-positron pair production mechanism. The positrons formed in the course of irradiation with photons undergo ionization deceleration and then annihilation with the formation of two photons with an energy of 0.511 MeV. By registering such photons for coincidence, it is possible to obtain the distribution of annihilation events in the irradiated tissue region. In the work, a mathematical model has been created that allows one to estimate the absorbed dose in a given tissue site.

Within the framework of the computer experiment performed using the GEANT4 package, the correlation between the distribution of the absorbed dose of the primary photon flux and the distribution of the annihilation density of secondary

positrons was estimated. The depth distributions of the absorbed dose and the number of annihilations are obtained, and an empirical recalculation function from the distribution of the number of annihilations in the depth estimate of the absorbed dose is selected.

PACS: 87.56.-v.

*Keywords:* bremsstrahlung photons, annihilation photons, absorbed dose, Monte–Carlo simulation.

*Received 30 July 2021.*

#### **Сведения об авторах**

1. Синельников Артемий Георгиевич — аспирант; e-mail: sinelnikov1995@gmail.com.
  2. Черняев Александр Петрович — доктор физ.-мат. наук, профессор, зав. кафедрой физики ускорителей и радиационной медицины; тел.: (495) 939-49-46, e-mail: a.p.chernyaev@yandex.ru.
-