

МЕТОД КОНТРОЛЯ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ДОЗЫ ПРИ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ НА ПУЧКАХ ФОТОНОВ

*А.Г. Синельников, А.П. Черняев, Е.Н.Лькова, Е.П. Морозова, С.М. Варзарь
Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, Москва*

В последние годы стали внедряться радиотерапевтические методики, которые позволяют контролировать положение опухоли в процессе облучения, сокращая время процедуры и минимизируя негативное воздействие на пациента.

Нами предлагается новый метод, который может стать способом оценки распределения дозы в теле пациента непосредственно при облучении на медицинских ускорителях электронов. Метод основан на регистрации аннигиляционных фотонов. Образующиеся 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. 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.

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, и установках для лучевой диагностики как гамма-камеры, КТ, ОФЭКТ, ПЭТ и МРТ.

Достижения последнего десятилетия в создании такой техники – это двух и даже трехкомпонентные гибридные томографы: ПЭТ/КТ, ПЭТ/ОФЭКТ, ПЭТ/МРТ, ПЭТ/КТ/ ОФЭКТ. В Ки-

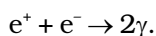
тае ученые ведут разработку четырехкомпонентного томографа. Особое значение для медицины имеют методы лучевой терапии, например, объединяющие в себе диагностический и терапевтический аспекты лечения.

Примером реализации подобного метода является лучевая установка TomoTherapy, где встроенный КТ-сканер определяет местоположение опухоли, которая затем облучается высокоточным пучком электронов. Но она не так распространена (около 400 установок в мире), как линейные ускорители электронов, которых в мире насчитывается около 14 тыс., 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 12200, действующие при максимальных значениях энергий тормозных фотонов 6–20 МэВ. Весьма актуальной для современной медицины задачей представляется разработка таких методов лучевой терапии тормозными фотонами, которые позволяют в процессе облучения в динамике контролировать распределение дозы в опухоли.

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

Поэтому один из возможных подходов аналогичен методике, используемой в ПЭТ-томографии [1]: при прохождении пучка тормозных фотонов через биологическую ткань, внутри нее образуются электронно-позитронные пары. Позитроны, аннигилируя с электронами среды, образуют пары гамма-квантов с энергией 511 кэВ, разлетающихся в строго противоположных направлениях:



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, в России, Германии и Республике Корея [2, 3].

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 пространственного 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.

Материал и методы

В настоящей работе для моделирования пространственного распределения точек аннигиляции позитронов и распределения дозы используется программный код GEANT4 [4]. 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 толщиной 0,6 мм и слоя меди толщиной 1 см. Поток электронов составлял $5 \cdot 10^7 \text{ с}^{-1}$. Получаемый тормозной спектр имеет форму квадрата $20 \times 20 \text{ мм}$.

При моделировании использовался монохроматичный пучок электронов с энергией 6, 8, 12, 16 и 20 МэВ. При взаимодействии электронов с вольфрамовой мишенью возникает поток тормозных фотонов, который и попадает в облучаемый объем (водный фантом размером $200 \times 200 \times 200 \text{ мм}$). 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.

Результаты и обсуждение

Зависимость сечения рождения пар от энергии γ -квантов для области энергий $2,5 \text{ МэВ} < E < 25 \text{ МэВ}$ может быть представлена в следующем виде [5]:

$$\sigma_{II} \sim Z^2 \ln \frac{E}{m_e c^2}.$$

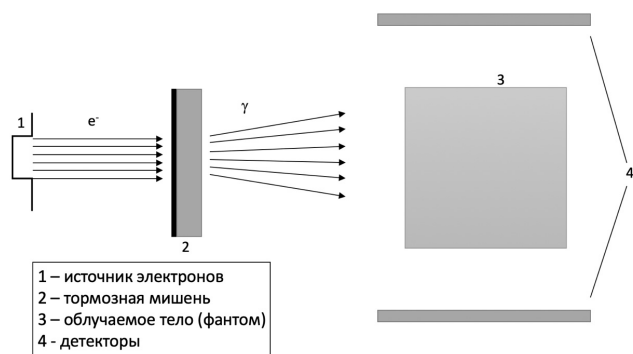


Рис. 1. Схема модельного эксперимента

где Z – зарядовое число атомного ядра вещества мишени, E – энергия γ -квантов, $m_e c^2 = 0,511$ МэВ – энергия покоя электрона.

Энергия пучков электронов медицинских ускорителей, используемых в медицинских центрах России, составляет 6–20 МэВ. В настоящей работе в модельном эксперименте для облучения водного фантома пучком тормозных фотонов использовалась энергия пучка электронов 20 МэВ. При этой энергии сечение рождения электрон-позитронных пар является наибольшим, а, следовательно, количество аннигиляционных фотонов будет максимальным.

Число актов аннигиляции, приходящееся на 1 Гр облучения при энергии пучка 20 МэВ, составляет $2,73 \cdot 10^{14}$.

В выполненном модельном эксперименте было получено глубинное распределение дозы и распределение числа аннигиляций по направлению движения пучка ионизирующего излучения (табл. 1). Оба распределения нормированы на собственное максимальное значение, распределение числа аннигиляций аппроксимировано (вследствие малого числа частиц в первичном пучке), результаты представлены на рис. 2.

Как указано выше, 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 отноше-

Таблица 1
Количество аннигиляционных фотонов с энергией 511 кэВ, достигших детектора без взаимодействия с веществом фантома, при различных номинальных энергиях тормозного излучения

Энергия, МэВ	Количество аннигиляционных фотонов	Доля общем потоке гамма-квантов, %
6	~700	54
12	~4000	73
18	~9000	78
20	~10000	80

ние дозы к числу аннигиляций (исходному, не аппроксимированному), приходящихся на каждый миллиметр по глубине облучаемого тела.

Полученное распределение удовлетворительно аппроксимируется функцией:

$$f(x) = A_1 e^{-x/t_1} + A_2 e^{-x/t_2} + y_0.$$

Были рассчитаны коэффициенты экспоненциальной регрессии: $A_1 \approx 1,9974$, $t_1 \approx 6,0327$, $A_2 \approx 3,0328$, $t_2 \approx 17,1255$, $y_0 \approx 0,9557$. Данная функция аппроксимирует зависимость с коэффициентом $R = 0,99476$. Средняя погрешность аппроксимации составила $\bar{A} = 4,46\%$. По результатам использования функции пересчета на глубинном распределении числа аннигиляций, получается дозовое распределение, представленное на рис. 4. По итогам пересчета координаты максимума дозы в смоделированных и в пересчитанных результатах совпадают

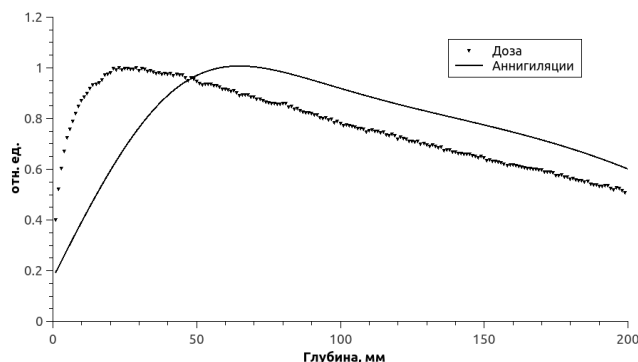


Рис. 2. Глубинное распределение дозы и количество аннигиляций при энергии электронов 20 МэВ

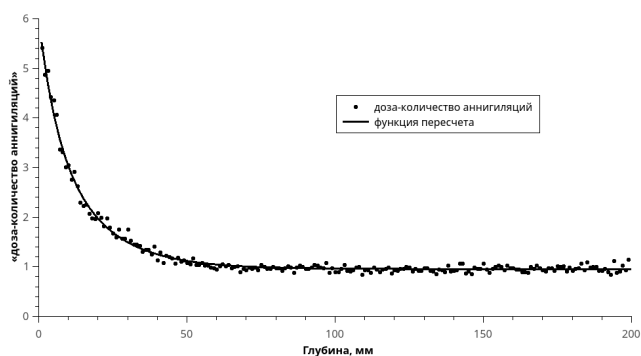


Рис. 3. Распределение отношения доза-число аннигиляций

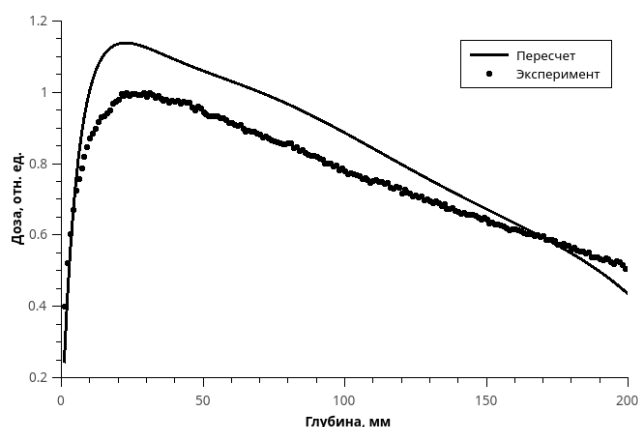


Рис. 4. Дозовое распределение, полученное путем пересчета распределения числа аннигиляций в сравнении с результатом, полученным методом Монте-Карло (20 МэВ)

(на глубине 23 мм), однако величины дозы на этой глубине отличаются на 14 % (1,138 отн. ед. и 1 отн. ед. соответственно), как и градиент спада дозы, что, предположительно, связано с малой статистикой используемых результатов и неточностью в аппроксимации распределения количества актов аннигиляции. Планируется моделирование эксперимента на суперкомпьютере с целью повышения статистики и избавления от возникающих ошибок.

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

В процессе облучения из фантома, помимо аннигиляционных фотонов, вылетают тормозные фотоны. В связи с этим было проведено сравнение энергетических спектров аннигиляционных и тормозных фотонов, попадающих в

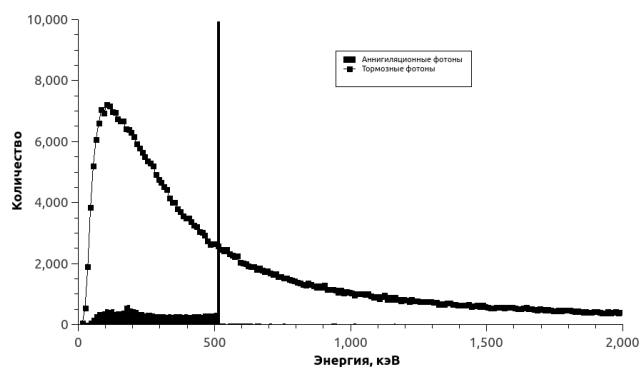


Рис. 5. Энергетические спектры тормозных и аннигиляционных фотонов для энергии первичного пучка 20 МэВ

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 ~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, создание на их основе экспериментальной установки позволит отличить тормозные фотоны от аннигиляционных.

Заключение

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

$$f(x) = 1,99e^{-x/6,03} + 3,03e^{-x/17,1} + 0,95.$$

Показано, что результаты, получаемые при использовании этой функции, дают совпадение координат максимума, но расходятся на 14 % с модельными данными по величине и градиентом спада дозы.

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.

Список литературы

1. Visvikis D., Cheze-Le Rest C., Jarritt P. PET technology: current trends and future developments // *Brit. J. Radiology*, 2004. Vol. 923. P. 906–910.
2. Su Jung An, Cheol-Ha Beak, Kisung Lee, Yong Hyun Chung A simulation study of a C-shaped in-beam PET system for dose verification in carbon ion therapy // *Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A.: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 2013. Vol. 698. P. 37–43.
3. Ponisch F., Parodi K., Hasch B.G., Enghardt W. The modelling of positron emitter production and PET imaging during carbon ion therapy // *Phys. Med. Biol.* 2004. Vol. 49. № 23. P. 5217–5232.
4. Allison J., Amako K., Apostolakis J. et al. Recent developments in GEANT4 // *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A.: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 835. P. 186–225.
5. Е.А. Мурзина Взаимодействие излучения высокой энергии с веществом // Учебное пособие. 2007. С. 97.

THE METHOD FOR CONTROL OF DOSE DISTRIBUTION IN RADIATION THERAPY ON PHOTON BEAMS

*S.M. Varzar, E.N. Lykova, E.P. Morozova, A.G. Sinelnikov, A.P. Chernyaev
Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russia*

In recent years, radiotherapeutic techniques have begun to be introduced, which allow to control the position of the tumor directly during irradiation, reducing the procedure time and minimizing the negative impact on the patient.

We propose a method that can become a way to assess the dose distribution to the patient's body at the time of irradiation by medical electron accelerators. The electron-positron pairing is one of the processes that occurs when photons with the energy of more than 1.02 MeV interact with matter. The positrons that have arisen subsequently annihilate with the formation of photons. Registration of these photons makes possible to obtain information that will make it possible to draw a conclusion about the dose distribution after appropriate processing.

To study the proposed method, a computer experiment was performed using the GEANT4, based on the Monte Carlo method. The correlation between the distribution of the absorbed dose of photon and positron radiation and the distribution of positron annihilation sites was evaluated. The energy spectra of the bremsstrahlung and annihilation photons were analyzed.

The depths dose distributions and the number of annihilations were obtained, and a conversion function was obtained that allows to obtain the depths dose distribution from the distribution of the number of annihilations.

Key words: *bremsstrahlung photons, annihilation photons, absorbed dose, Monte-Carlo modeling*

E-mail: sinelnikov1995@gmail.com