

РАСЧЕТНО-ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ И РАЗРАБОТКА ПРОТОТИПА КЛИНИЧЕСКОЙ УСТАНОВКИ ДЛЯ ON-LINE ДИАГНОСТИКИ ПОЛОЖЕНИЯ ПИКА БРЭГГА НА КОМПЛЕКСЕ ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ «ПРОМЕТЕУС»

*В. Е. Балакин^а, А. А. Пряничников^{а,1}, Ф. Н. Новоскольников^б, И. И. Дегтярев^б,
Е. В. Алтухова^б, Ю. В. Алтухов^б*

^а Физический институт им. П. Н. Лебедева РАН, Москва

^б Институт физики высоких энергий им. А. А. Логунова Национального исследовательского центра «Курчатовский институт», Протвино, Россия

В работе отражены результаты расчетно-теоретических исследований метода детектирования положения пика Брэгга в водном фантоме в режиме реального времени, основанного на регистрации мгновенных γ -квантов, рожденных в неупругих ядерных взаимодействиях частиц первичного сканирующего нитевидного пучка протонов, испущенных в ортогональном направлении. Приводятся основные параметры прототипа клинической установки, найденные на основе полномасштабного статистического моделирования связанного переноса многокомпонентного излучения в рамках комплекса RTS&T [1], а также оценка точности определения продольной координаты пика Брэгга.

In this paper we report a result of theoretical studies of the method for real-time monitoring of the Bragg peak position in a water phantom during scanned proton pencil-beam irradiation. This method is based on the detection of the prompt γ rays emitted orthogonally to the beam direction produced as a result of inelastic nuclear interactions of primary particles. The principal parameters of clinical setup prototype, the accuracy of determining the longitudinal coordinates of the Bragg peak position were found on the basis of statistical simulation using the RTS&T [1] Monte-Carlo multi-particle transport code.

PACS: 87.56.bd

ВВЕДЕНИЕ

В последнее время пучки тяжелых заряженных частиц, таких, например, как протоны и ионы углерода, находят все более широкое применение в лучевой терапии онкологических заболеваний, что обусловлено принципиальной возможностью качественного улучшения пространственных дозных распределений по сравнению с традиционно используемыми в радиационной терапии источниками электронов и γ -квантов, что позволяет

¹E-mail: pryanichnikov.al@gmail.com

радикально снизить дозную нагрузку на прилегающие к опухоли непораженные участки ткани. При использовании тяжелых заряженных частиц возрастание величины линейной передачи энергии с глубиной проникновения частицы приводит к формированию максимума плотности ионизации в конце пробега — пика Брэгга. При выборе такой энергии пучка, при которой пик Брэгга совпадает с глубиной расположения опухоли, ткани, расположенные перед ней, облучаются существенно меньшими дозами, а расположенные за опухолью остаются практически необлученными. Из этого следует, что радиотерапия с использованием протонных и тем более ионных пучков характеризуется *более высоким значением коэффициента биологической эффективности*, определяющего степень уменьшения физической дозы по сравнению с традиционной гамма-терапией для достижения эквивалентного биологического эффекта.

Одним из ключевых аспектов реализации эффективной протонной и ионной радиотерапии глубокорасположенных опухолей, наряду с качественным планированием, является осуществление контроля корректности облучения. В настоящее время для контроля правильности облучения широко используется метод позитронно-эмиссионной томографии (ПЭТ), основанный на регистрации пары γ -квантов, рождающихся при аннигиляции позитронов от β^+ -распада радионуклидов, образованных в процессе облучения (изотопы ^{11}C , ^{15}O , ^{13}N , ^{18}F , т.е. радиоизотопы элементов, которые встречаются в биологических молекулах). Метод ПЭТ не является on-line методом: пространственные ПЭТ-распределения сравниваются с запланированными после проведения сеанса облучения. Иным методом on-line мониторинга облучения является метод, предложенный в работах [2] и основанный на регистрации мгновенных γ -квантов, испускаемых в процессе облучения в ортогональном направлении (по отношению к направлению терапевтического пучка). В работе [3] сообщается о первом клиническом применении установки, основанной на данном методе мониторинга.

МЕТОДИКА И РЕЗУЛЬТАТЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ

Выборочные результаты расчетно-экспериментальных исследований возможности реализации данного метода мониторинга на комплексе протонной терапии «Прометеус» отражены в работе [4]. Целью настоящей работы являлось полномасштабное статистическое моделирование связанного переноса многокомпонентного излучения с использованием реалистичной 3D-модели прототипа клинической установки по on-line мониторингу положения пика Брэгга на комплексе протонной терапии «Прометеус» и системы щелевых коллиматоров для определения достижимой точности детектирования и выбора ее оптимальных параметров. Моделирование производилось в рамках прецизионного комплекса RTS&T [1] с использованием файлов оцененных ядерных данных библиотек ENDF/B VII.1 и LA-150.

Рис. 1 иллюстрирует линейные потери энергии и рождение мгновенных γ -квантов в неупругих ядерных взаимодействиях частиц первичного нитевидного пучка протонов в водном фантоме. Понятно, что определение координаты Z_p положения пика Брэгга сводится к задаче определения координаты Z_γ точки, в которой плотность рождения мгновенных γ -квантов снижается практически до нуля: $Z_p = Z_\gamma - \Delta Z$, где ΔZ есть расчетная разница.

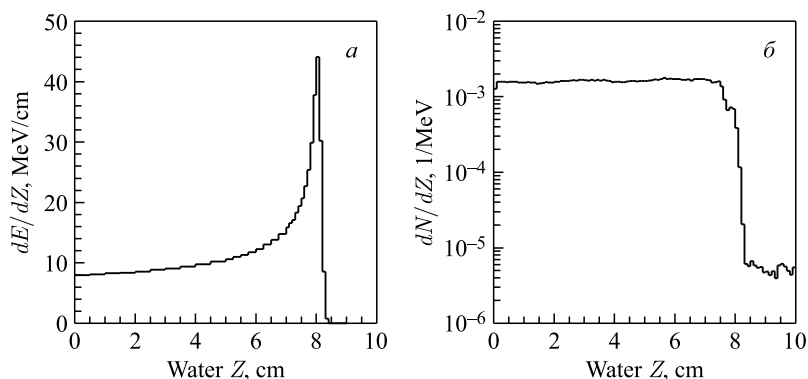


Рис. 1. Глубинное распределение энерговыведения протонов (а) и плотности рождения мгновенных γ -квантов (б) в водном фантоме от первичного пучка с энергией 100 МэВ

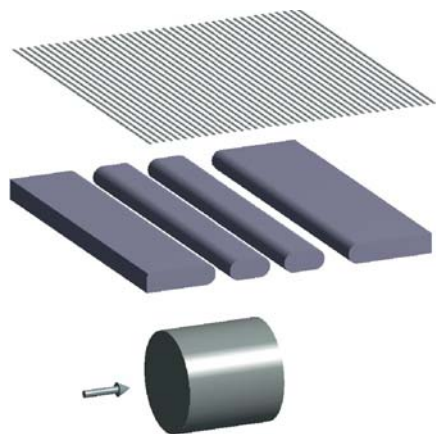


Рис. 2. Расчетная схема клинической установки (общий вид)

Принципиальная схема основных элементов расчетной системы (водный фантом, щелевой коллиматор, выполненный из тяжелых сплавов марок ВНЖ (вольфрам–никель–железо), и матрица сцинтилляционных детекторов) представлена на рис. 2. Водный фантом представляет собой цилиндр длиной 20 см и радиусом 10 см, в центр которого сбрасывается протонный пучок с энергией 100 МэВ. Расстояние по пучку от передней кромки коллиматора до фантома составляет 19,2 см. Это расстояние было выбрано таким образом, чтобы продольная координата точки (8,3 см, рис. 1), в которой расчетную плотность рождения мгновенных γ -квантов в воде можно было уже считать равной нулю, соответствовала центру второй щели коллиматора (19,2 + 8,3 = 27,5 см). На расстоянии от 30 до 34 см от оси водного фантома расположен

коллиматор толщиной 4 см и поперечными размерами 60 × 60 см. В коллиматоре есть перпендикулярные направлению протонного пучка щели с скругленными краями, которые и формируют поток мгновенных γ -квантов. Расстояние по пучку от начала коллиматора до центра щелей составляет 16, 27,5 и 40 см, ширина щелей равна 3, 3 и 5 см соответственно. На расстоянии 60 см от оси водного фантома строго над коллиматором расположен детектор γ -квантов с поперечными размерами также 60 × 60 см. Для общности можно считать, что детектор состоит из 120 сцинтилляционных пластин длиной 60 см (параллельно щелям коллиматора), шириной 0,5 см (по направлению пучка) и толщиной 5 см, т. е. детектируется только продольная координата γ -квантов.

На рис. 3 представлены энергетические распределения γ -квантов и нейтронов на детекторе. С учетом этих распределений был найден оптимальный тип сцинтиллятора — ВГО.

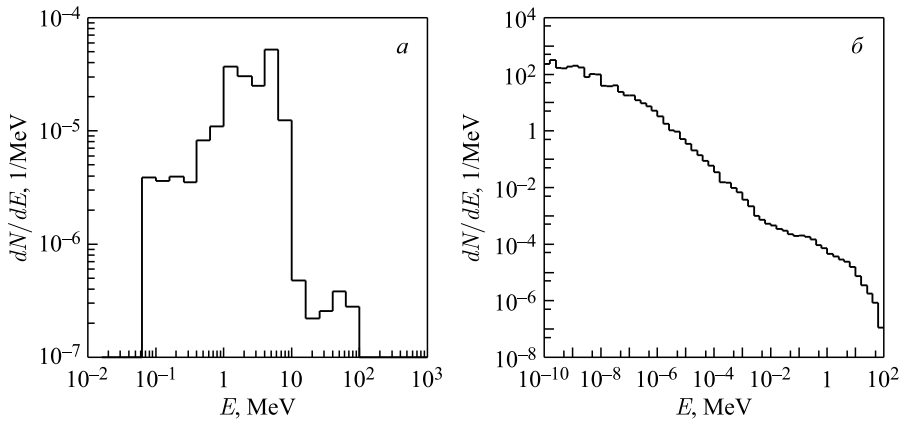


Рис. 3. Энергетические распределения мгновенных γ -квантов и нейтронов на детекторе от первичного протонного пучка с энергией 100 МэВ

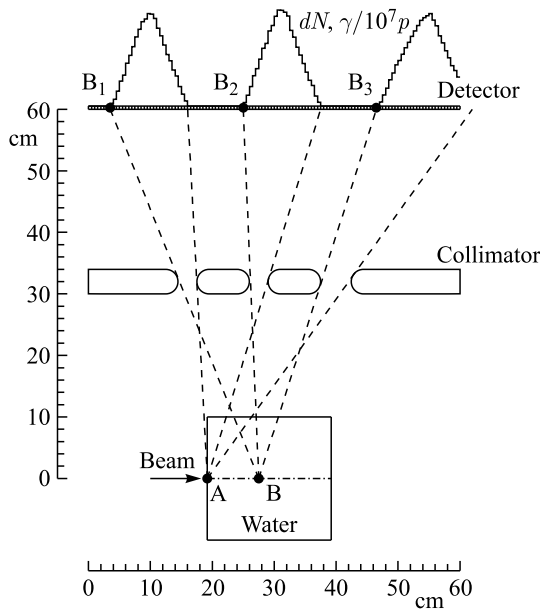


Рис. 4. Расчетная схема клинической установки (вид сбоку)

На рис.4 показан принцип формирования распределения γ -квантов на детекторе по продольной координате. В верхней части рисунка показано распределение в случае использования абсолютно черного коллиматора и без учета нейтронов (распределение из рис. 5, а). Мгновенные γ -кванты рождаются в водном фантоме в точках, продольные координаты которых находятся в интервале от нуля (точка А) до 8,3 см (точка В). Видно, что линии, проведенные из точек А и В к детектору и касательные к щекам коллиматора, определяют на детекторе области, в которых и расположены три пика в распределении γ -квантов, левые края которых начинаются в точках В₁, В₂ и В₃.

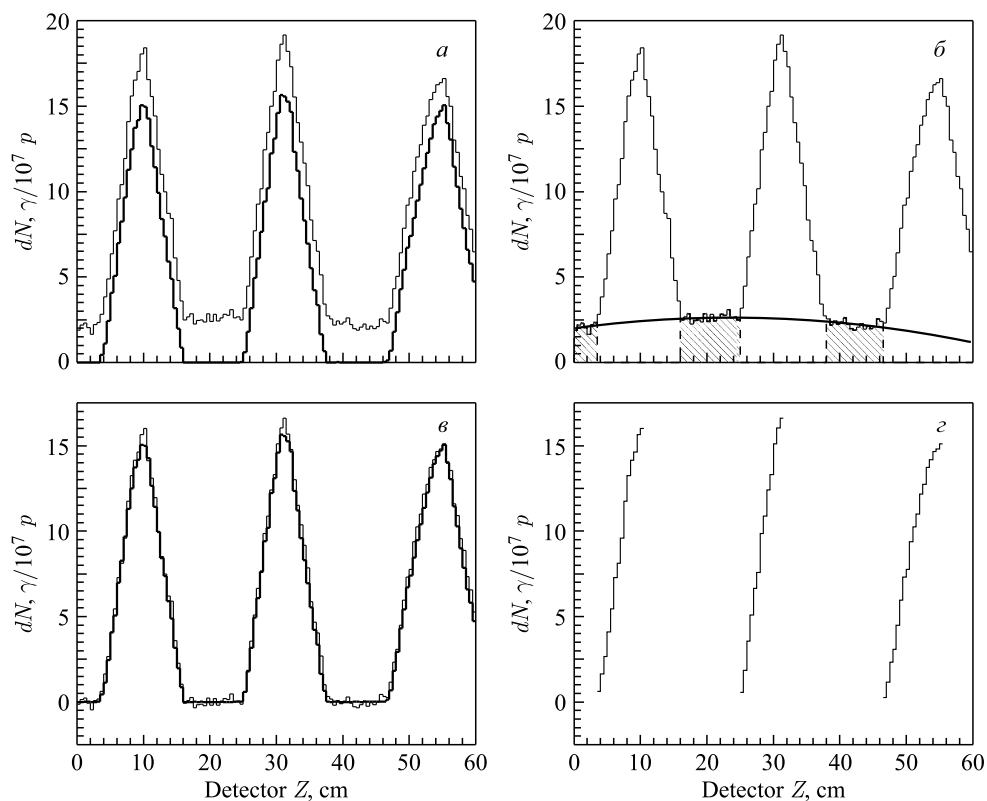


Рис. 5. Распределение по продольной координате интенсивности мгновенных γ -квантов на детекторе. Идеализированное распределение (толстая линия) — без учета вклада нейтронов с использованием абсолютно черных коллиматоров; реалистичное распределение (тонкая линия) — с учетом нейтронного фона и реалистичных ВНЖ-коллиматоров: *а*) реалистичное и идеализированное распределения; *б*) определение фона для реалистичного распределения; *в*) реалистичное без фона и идеализированное распределения; *г*) левые части пиков реалистичного распределения без фона

Для решения обратной задачи (т. е. определения положения пика Брэгга) производятся следующие геометрические построения для каждого пика распределения мгновенных γ -квантов на детекторе: сначала определяется координата начала левого края пика (т. е. точка B_i), затем из этой точки проводится касательная к щеке коллиматора. Эта линия пересечет ось протонного пучка в точке В, которая и будет искомой. Можно считать, что в этой точке плотность рождения мгновенных γ -квантов снижается до нуля. В случае использования реалистичного ВНЖ-коллиматора и с учетом вклада нейтронов распределение мгновенных γ -квантов на детекторе имеет похожий вид, но с фоновой подложкой (рис. 5, *а*), которую необходимо вычесть из распределения. Фоновая подложка определяется фитированием части распределения вне пиков квадратичной функцией (рис. 5, *б*). Полученное после вычитания фона реалистичное распределение становится подобным идеализированному (рис. 5, *в*). Левые части пиков реалистичного распределения после вычитания фона (рис. 5, *г*) фитировались квадратичными функциями,

пересечения которых с осью абсцисс определяли координаты точек B_i для дальнейшего построения.

Для определения погрешности мониторинга положения пика Брэгга была проведена серия из 24 расчетов с использованием различных последовательностей псевдослучайных чисел для построения траекторий частиц в системе. RMS-ошибка определения продольной координаты составила 1,5 мм.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Degtyarev I. et al. // Nucl. Energy Technol.* 2015. V. 1, No. 3. P. 222.
2. *Min C. et al. // Appl. Phys. Lett.* 2006. V. 89. P. 183517;
Testa E. et al. // Nucl. Instr. Meth. 2009. V. 267. P. 993.
3. *Richter C. et al. // Radiother. Oncol.* 2016. V. 118, No. 2. P. 232.
4. *Degtyarev I. et al. // Phys. At. Nucl.* 2015. V. 78, Iss. 12. P. 1457–1462.