

УДК 612.014.484

**ИСТОЧНИК НЕЙТРОНОВ ДЛЯ БОРНЕЙТРОНОЗАХВАТНОЙ ТЕРАПИИ НА ОСНОВЕ РЕАКЦИИ  ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$  ВБЛИЗИ ПОРОГА***Кононов О.Е., Кононов В.Н., Соловьев Н.А. (ГНЦ РФ — ФЭИ им. А.И. Лейпунского)*

Борнейтронозахватная терапия является перспективным методом лечения злокачественных новообразований, в частности, опухоли головного мозга. Для этого требуется источник эпитепловых нейтронов энергией от 1 эВ до нескольких десятков кэВ, плотностью потока  $10^9$  с  $\text{см}^{-2}$  и более на площади  $10 \times 10$  см. В настоящее время для этой цели разрабатываются специализированные терапевтические установки на основе ядерных реакторов [1] и протонных ускорителей на энергию 2–3 МэВ [2, 3]. Установки на основе ускорителей являются более предпочтительными вследствие относительно невысокой стоимости и отсутствия проблем, связанных с ядерной безопасностью. Такие установки могут быть использованы непосредственно в онкологических клиниках.

В настоящее время реакция  ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$  представляется наиболее подходящим источником нейтронов для создания на базе ускорителя установки для лечения рака методом борнейтронозахватной терапии. Рассматриваются два варианта такого источника. В первом для генерации нейтронов используются протоны энергией  $\sim 2,5$  МэВ [2–4]. Нейтроны, получаемые этим методом, имеют относительно большую энергию (до 0,7 МэВ) и испускаются под всеми углами. Поэтому необходим специальный блок замедления для формирования пучка нейтронов, удовлетворяющий требованиям нейтронозахватной терапии.

Другой метод, предложенный ФЭИ в 1975 г., основан на использовании протонов, энергия которых больше порога реакции  ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$  на 5–40 кэВ [5–7]. Этот метод характеризуется значительно меньшей энергией нейтронов (ниже 0,12 МэВ), и все нейтроны благодаря кинематической коллимации вылетают из мишени в переднюю полусферу. Это позволяет отказаться от большого замедлителя и работать в «открытой геометрии» или с тонким фильтром для уменьшения эффекта от быстрых нейтронов.

В настоящей работе исследуется возможность лечения онкологических больных методом борнейтронозахватной терапии на создаваемой в ФЭИ установке на базе сильноточного ускорителя КГ-2,5 и реакции  ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$  вблизи порога. Дозовое распределение в фантоме моделируется с помощью программы расчета на основе метода Монте-Карло C-95 и MCNP [8, 9]. В расчетах применяли упрощенную модель фантома, которая представляла собой куб размером  $20 \times 20 \times 20$  см, два передних слоя которого моделировали кожу и череп, остальной объем — вещество мозга. Плотность и состав тканей соответствовали рекомендациям ИСК.И-46 [10]. Объем фантома был разбит на кольцевые детекторы: первые 1,5 см с шагом 1 мм, затем с шагом 1 см в остальной части фантома. Все кольца имели ширину 1 см по радиусу. Такая модель фантома дает возможность провести в дальнейшем экспериментальное тестирование результатов расчета на ускорителе с реальной мишенью.

Нейтронным источником является толстая мишень из металлического  ${}^7\text{Li}$ . Источники моделировали с помощью специальной программы. Результатом моделирования является пространственно-энергетическое распределение нейтронов. Модель источника вблизи порога (до 1,92 МэВ) основана на соотношениях из работы [6] с новыми данными о массе ядер. При более высокой энергии протонов (выше 1,92 МэВ) применен подход [II], однако для более тщательного описания сечений и полиномов Лежандра была создана новая база этих данных. В расчетах методом Монте-Карло было использовано пространственно-энергетическое

распределение нейтронов с шагом 1 градус. Для расчета выхода сопутствующего  $\gamma$ -излучения из литиевой мишени применены оцененные данные [12].

Результатом расчетов является плотность потока нейтронов и фотонов внутри фантома. Нейтроны и фотоны разбиты на энергетические группы. В области энергии нейтронов до 10 кэВ применялись группы из БНАБ, при более высокой энергии (до 120 кэВ) ширина групп составляла 10 кэВ. Дозовое распределение внутри фантома рассчитывали с помощью нейтронных керма-факторов из библиотеки ядерных данных ENDF/B6. Керма-факторы хорошо согласуются с представленными в работе [10], но для водорода при энергии нейтронов ниже 10 эВ учитывали керма-факторы только протонов отдачи, поскольку доза  $\gamma$ -излучения рассчитывается в процессе переноса фотонов. Коэффициент относительной биологической эффективности для нейтронов принят по рекомендациям [13].

Поток фотонов состоит из сопутствующего  $\gamma$ -излучения мишени и  $\gamma$ -излучения, рождающегося в фантоме в процессе переноса нейтронов. Фотонные керма-факторы рассчитаны на основе ICRU 44 [10].

Основная цель исследований состоит в нахождении оптимальной конфигурации установки для облучения пациентов. Параметрами оптимизации являлись энергия протонов, расстояние мишень — фантом, размеры мишени. На рис. 1 показана зависимость от глубины биологически-взвешенной мощности дозы реакции  $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$  в опухоли (концентрация  $^{10}\text{B}$  30 млн<sup>-1</sup>) и протонов отдачи в тканеэквивалентном фантоме для энергии протонов 1,885 МэВ на оси пучка при радиусе мишени 1, 3 и 5 см и расстоянии мишень—фантом 2,5 см. Видно, что увеличение радиуса мишени эффективно подавляет дозу протонов отдачи на поверхности фантома при незначительном уменьшении дозы от реакции  $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$  внутри него. Однако при этой энергии протонов для получения терапевтической дозы в опухоли 20\_40 Гр при токе пучка 5 мА требуется 4-часовое облучение пациента. Для достижения необходимой терапевтической дозы за приемлемое время энергия протонов должна быть увеличена. На рис. 2 показана поглощенная доза, обусловленная реакцией  $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ , и нейтронная доза по глубине фантома при радиусе мишени 5 см и энергии протонов 1,915 МэВ. Соотношение становится неудовлетворительным.

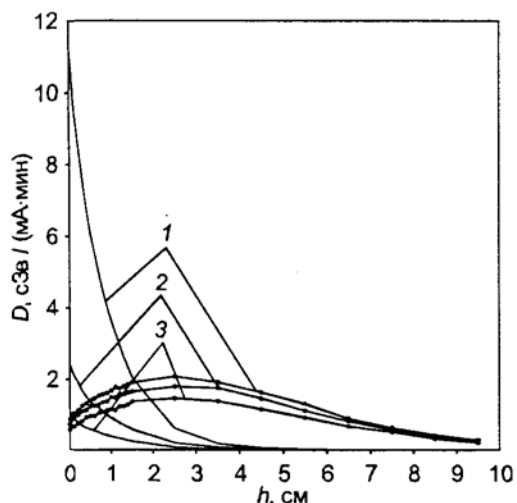


Рис. 1. Нейтронная (—) и биологически взвешенная мощность дозы от реакции  $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$  (•) по глубине внутри фантома ( $h$ ) для радиуса мишени 1 (1), 3 (2), 5 см (3) при энергии протонов 1,885 МэВ и токе 1 мА

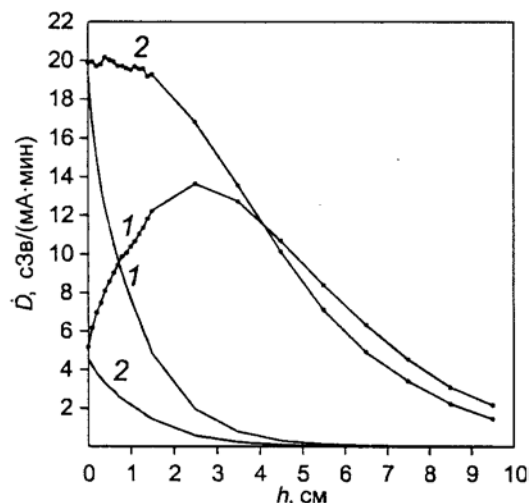


Рис. 2. То же, что на рис. 1, для радиуса мишени 5 см при энергии протонов 1,915 МэВ и токе 1 мА без водяного фильтра (1), с фильтром толщиной 2,5 см (2)

Размещение между мишенью и фантомом фильтра из воды толщиной 2,5 см существенно улучшает ситуацию. Видно, что мощность дозы становится приемлемой для терапии при токе протонов 5 мА и времени облучения 20—30 мин.

Таким образом, комбинация из радиуса мишени 5 см, расстояния мишень–фантом 2,5 см, заполненного водяным фильтром, и энергии протонов 1,915 МэВ является перспективной для использования метода борнейтронозахватной терапии с источником нейтронов вблизи порога реакции  ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$ . Результаты расчета воздействия различных компонентов облучения по глубине фантома, включая  $\gamma$ -излучение мишени, для этой конфигурации представлены на рис. 3. На рис. 4 показано радиальное распределение мощности дозы в здоровой ткани на различной глубине фантома, которое показывает, что с таким источником нейтронов можно проводить лечение методом борнейтронозахватной терапии в открытой геометрии.

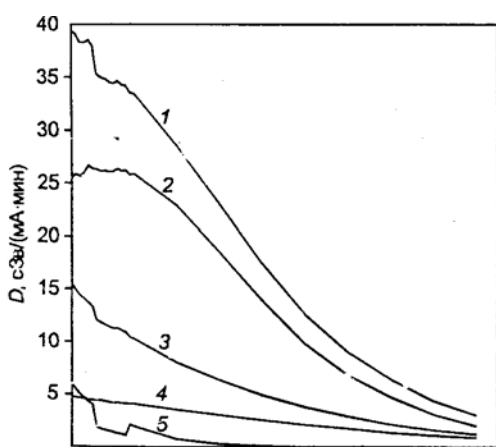


Рис. 3. Биологически взвешенная доза внутри фантома при использовании водяного фильтра, протонов энергией 1,915 МэВ и тока пучка 1 мА: 1, 2 — суммарная доза в опухоли и здоровой ткани соответственно; 3, 4, 5 — доза от  ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$ ,  $\gamma$ -излучения, протонов отдачи соответственно.

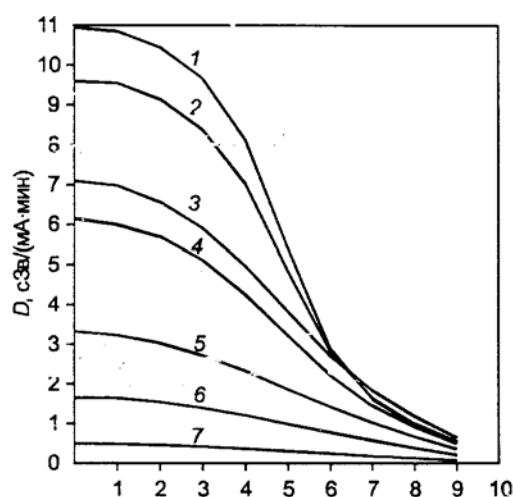


Рис. 4. Радиальное распределение мощности дозы в здоровой ткани при энергии протонов 1,915 МэВ и токе пучка 1 мА на глубине фантома, см: 0 (1), 0,3 (2), 1 (3), 1,5 (4), 3,5 (5), 5,5 (6), 8,5 (7),  $r$  — расстояние от оси пучка.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Sakamoto S., Harling O. Neutronic design of a fission converter-based epithermal neutron beam for neutron capture therapy. — Nucl. Sci. Engng, 1999, v. 131, p. 1—22.
2. Wang C., Blue T., Gahbauer R. A neutronic study of an accelerator based neutron irradiation facility for BNCT. — Nucl. Technol., 1989, v. 84, p. 93—107.
3. Bavanov B.F., Belov V.P., Kononov V.N. Accelerator based neutron source for neutron-capture and fast neutron therapy at hospital. — Nucl. Instrum. Meth. in Phys. Res., 1998, v. A412, p. 397—426.
4. Alien D., Beynon T. Toward a final design for the Birmingham BNCT neutron beam. — Med. Phys., 1999, v. 26, p. 77—82.
5. Кононов В.Н. О применении протонных ускорителей в качестве источников нейтронов для нейтронозахватной терапии. — В сб.: Докл. 2 Всес. сов. по применению ускорителей

заряженных частиц в народном хозяйстве. Ленинград, 1—3 окт. 1975 г., т. 2, НИИЭФА, 1976, с. 60—67.

6. Кононов В.Н., Полетаев Е.Д., Юрлов Б.Д. Абсолютный выход и спектр нейтронов из реакции  ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$ . — Атомная энергия, 1977, т. 43, вып. 4, с. 303—305.
7. Kononov V.N. Accelerator based intense and directed neutron source for BNCT, in advances in NCT expert media. — In: Intern Congr. Ser. 1132. Advance in Neutron Capture Therapy, v.1. Amsterdam: Elsevier, 1997, p. 528—532.
8. Житник А.К. Метод Монте-Карло во ВНИИЭФ. — Вопросы атомной науки и техники. Сер. Математическое моделирование физических процессов, 1993, вып. 2, с. 61—64.
9. Briesmeister J. MCNP — a general Monte Carlo  $n$ -particle transportation code. LA-1625-M 12625-M, . ver. 4B, 1997.
10. Goorley J., Zamenhof R. Reference dosimetry calc. for NCT with comparison of analytical and voxel models.—Med. Phys., 2002, v. 29, p. 145—156.
11. Liskien H., Paulsen A. Neutron production cross-sections and energies for reaction  $\text{Li}(p, n) \text{Be}$ . — Nucl. Data Table., 1975, v. 15, p. 57—84.
12. Кононов В.Н., Боховко М.В., Кононов О.Е. Гамма-излучение нейтронного источника на основе реакции  ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$ : Препринт ФЭИ-2643, 1997.
13. Blue T. An expression for RBE of neutrons as function of neutron energy. — Phys. Med. Biol., 1995, v.40,p.757—767.