

Accelerator base neutron sources for medicine

V. Kononov, M. Bokhovko, O. Kononov

SSC RF – Institute for Physics and Power Engineering, Obninsk, Russia

Среди различных типов лучевой терапии особое место занимает нейтронная терапия, обладающая широким спектром возможностей и высокой эффективностью, особенно, в случае радиорезистентных опухолей.

В настоящее время наиболее разработанным методом нейтронной терапии является дистанционная терапия, использующая пучки быстрых нейтронов с энергией от нескольких сотен кэВ до нескольких десятков МэВ [1, 2]. Эффективность лучевого лечения быстрыми нейтронами связана с особенностями воздействия на опухолевые клетки плотно-ионизирующего излучения, возникающего при прохождении быстрых нейтронов через ткань (в первую очередь протонов отдачи).

Другой метод - нейтронозахватная терапия (НЗТ), принципиальной особенностью которой является избирательность радиационного поражения раковых клеток. Он рассматривается в качестве перспективного метода лечения ряда злокачественных новообразований, в частности, различных форм опухолей головного мозга. Хотя терапевтический эффект в этом методе основан на радиационном воздействии продуктов ядерных реакций, вызываемых тепловыми нейтронами в таких сильнопоглощающих нейтроны нуклидах, как ^{10}B , ^{157}Gd , низкая проникающая способность тепловых нейтронов в ткань ограничивает их применение случаями опухолей, расположенных вблизи поверхности или при интероперационной радиотерапии. Для широкого класса глубокорасположенных опухолей более перспективным является использование эпитепловых нейтронов в диапазоне энергий 1 эВ – 10 кэВ, которые обладают значительно большей проникающей способностью и, замедляясь в ткани до тепловых энергий, позволяют осуществить нейтронозахватную терапию опухолей, расположенных на глубине до 10 см. При этом существенно, чтобы в спектре эпитепловых нейтронов количество быстрых нейтронов, которые ограничивают возможно-достижимую величину терапевтической дозы в опухоли, было минимальным. Ограничением, как правило, является предельно-допустимая лучевая нагрузка в наружных слоях, создаваемая быстрыми нейтронами.

Медико-биологические и нейтронно-физические исследования показали, что для нейтронной терапии в зависимости от вида опухоли и методики лечения, требуются пучки нейтронов с энергией 0,1 - 20 МэВ и плотностью потока $10^7 - 10^8$ нейтрон/(см²·с) с поперечным размером ~ 10 см. Для проведения клинических исследований и лечения методом НЗТ требуются пучки эпитепловых нейтронов с энергией 1 эВ – 10 кэВ, размерами порядка 10 x 10 см² и плотностью потока $\sim 10^9$ с⁻¹ см⁻².

В клинической практике в настоящее время в качестве источника нейтронов в основном используются ядерные реакторы или мощные циклотроны. Использование подобных сооружений в составе онкологической клиники, как правило, не представляется возможным. В ряде клиник (Гамбург, Мюнстер (ФРГ), Снежинск (Россия)) применяются нейтронные генераторы в которых, в качестве источника нейтронов используется реакция $T(d,n)^4\text{He}$. Широкое распространение этих относительно простых установок ограничено проблемами изготовления и использования тритиевых мишеней с большой удельной активностью. В связи с этим является актуальной задача разработки источника нейтронов на основе недорогого, компактного ускорителя, эксплуатация которого не связана с большой радиационной и ядерной опасностью.

Наиболее подходящим для этой цели типом ускорителя является высоковольтные ускорители прямого действия, позволяющие получать пучки протонов и дейтонов энергией 1 – 2,5 МэВ и величиной тока 1-10 мА. Перспективной также является разработка мощных высокочастотных RFQ-ускорителей. Нейтронные пучки с плотностью потока $10^7 - 10^8$ нейтрон/(см²·с) в диапазоне энергий нейтронов до 20 МэВ могут быть получены на подобных ускорителях в ядерных реакциях: $T(p,n)^3\text{He}$, $^7\text{Li}(p,n)^7\text{Be}$, $^9\text{Be}(p,n)^9\text{B}$, $D(d,n)^3\text{He}$, $T(d,n)^4\text{He}$, $^7\text{Li}(d,n)^8\text{Be}$, $^9\text{Be}(d,n)^{10}\text{B}$ и ряде других.

Одной из задач настоящей работы являлось уточнение выхода нейтронов из наиболее перспективных для медицинского применения ядерных реакций. С этой целью были выполнены измерения дифференциального выхода нейтронов под 0° в области энергий ускоренных частиц 0,75-2,5 МэВ для реакций $^6,7\text{Li}(d,n)$, $^9\text{Be}(d,n)$, $^{12,13}\text{C}(d,n)$, $^7\text{Li}(p,n)$ из толстых мишеней. Были также выполнены измерения угловых распределений нейтронов, что позволило получить новые данные по полному выходу нейтронов из толстых мишеней. Измерения проводились на ионных пучках ускорителя Ван-де-Граафа ЭГ-2,5 ГИЦ РФ-ФЭИ. В качестве детекторов нейтронов применялись миниатюрные импульсные ионизационные камеры деления со слоями ^{235}U и ^{238}U . Камера деления со слоем ^{235}U , помещенная в защитный чехол из ^{10}B и кадмия, нечувствительна к тепловым и медленным нейтронам и имеет эффективность, слабо зависящую от энергии нейтронов. Камера деления со слоем ^{238}U нечувствительна к нейтронам с энергией ниже 1,6 МэВ и ее эффективность постоянна в области энергий нейтронов 2-7 МэВ и возрастает в ~2 раза в области 7-15 МэВ, оставаясь также практически постоянной. Эффективность камеры деления с ^{235}U была определена из измерения полного выхода нейтронов из реакции $^7\text{Li}(p,n)^7\text{Be}$ при энергии протонов 2,3 МэВ по количеству образовавшегося в литиевой мишени радионуклида ^7Be , а эффективность камеры деления с ^{238}U определялась относительно камеры деления с ^{235}U из сравнения скоростей счета на спектре нейтронов из реакции $^9\text{Be}(d,n)$. Точность выполненных измерений выхода нейтронов составляет ~10%.

Результаты сравнения дифференциального выхода нейтронов под 0° для различных реакций представлены на рис. 1. Наряду с полученными новыми экспериментальными результатами, для реакций $^7\text{Li}(p,n)^7\text{Be}$, $^7\text{Li}(d,n)^8\text{Be}$, $^9\text{Be}(d,n)^{10}\text{B}$ и $^{12}\text{C}(d,n)^{13}\text{N}$ представлены результаты расчетов выхода нейтронов из толстых мишеней, полученные по методике и программам, описанных в [3]. На рис. 2 приведены данные по полному выходу нейтронов из этих реакций.

Из представленных данных видно, что создание терапевтических пучков с плотностью потока выше 10^7 нейтрон/(см² с) наиболее перспективным являются реакции $^7\text{Li}(d,n)^8\text{Be}$ и $^9\text{Be}(d,n)^{10}\text{B}$. При энергии дейтонов 1 МэВ энергия нейтронов из первой реакции лежит в области до 16 МэВ со спектральным распределением близким к равномерному. В реакции $\text{Be}(d,n)$ имеются 2 группы нейтронов: около половины имеют энергию в области 0,5-2 МэВ, остальные распределены в области энергий 2-6 МэВ. Для формирования терапевтического пучка нейтронов с таким спектром требуются коллиматоры и защита длиной не менее 1 м. В результате, при энергии дейтонов 1 МэВ и токе пучка 10 мА в реакции $\text{Li}(d,n)$ достигается плотность потока нейтронов $3 \cdot 10^7$ нейтрон/(см² с), а в реакции $\text{Be}(d,n)$ $0,8 \cdot 10^7$ нейтрон/(см² с). Для сравнения терапевтический пучок на базе циклотрона У-120, который в течении многих лет использовался Томским НИИ онкологии для нейтронной терапии [1] имеет плотность потока быстрых нейтронов $2 \cdot 10^7$ нейтрон/(см² с) при токе пучка дейтонов 30 мкА. Для создания пучка эпитепловых нейтронов для НЗТ наиболее перспективной является реакция $^7\text{Li}(p,n)^7\text{Be}$ при энергии протонов 2,3-2,5 МэВ и вблизи порога реакции при энергии протонов 1,90-1,92 МэВ.

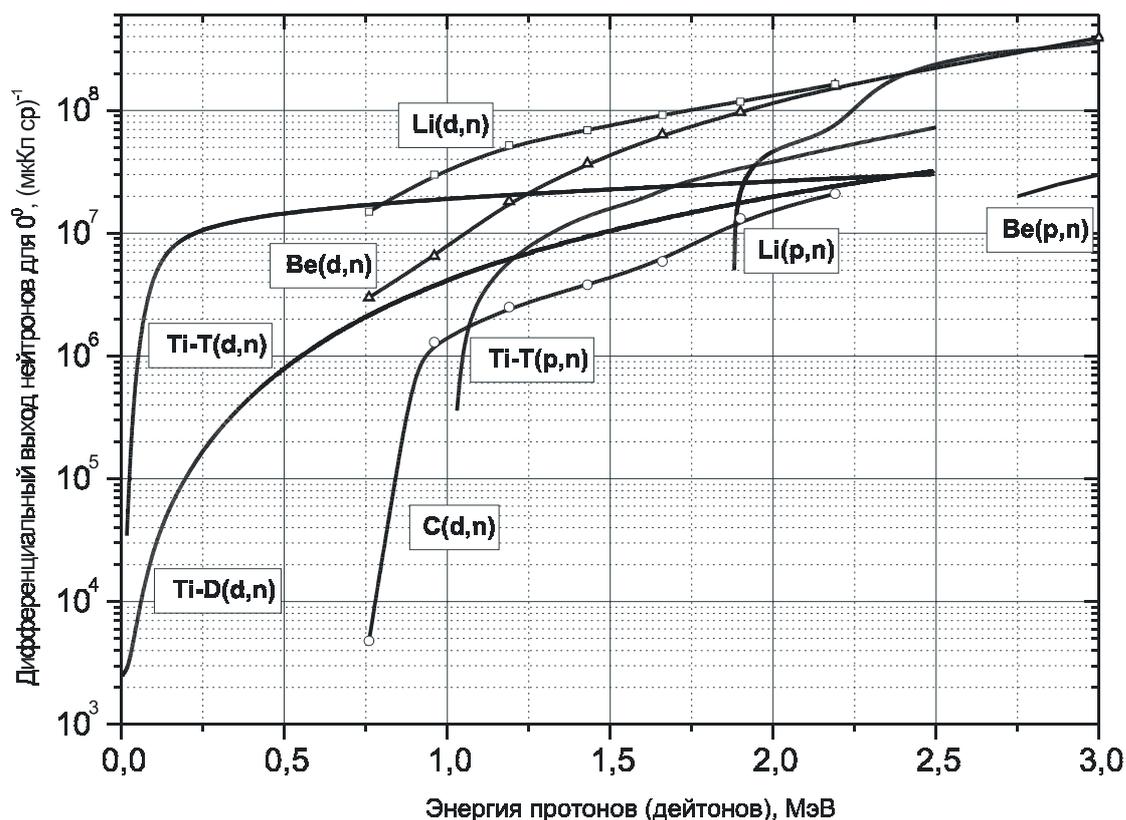


Рис. 1. Зависимость от энергии падающих частиц дифференциального выхода нейтронов под θ^0 из толстых мишеней.

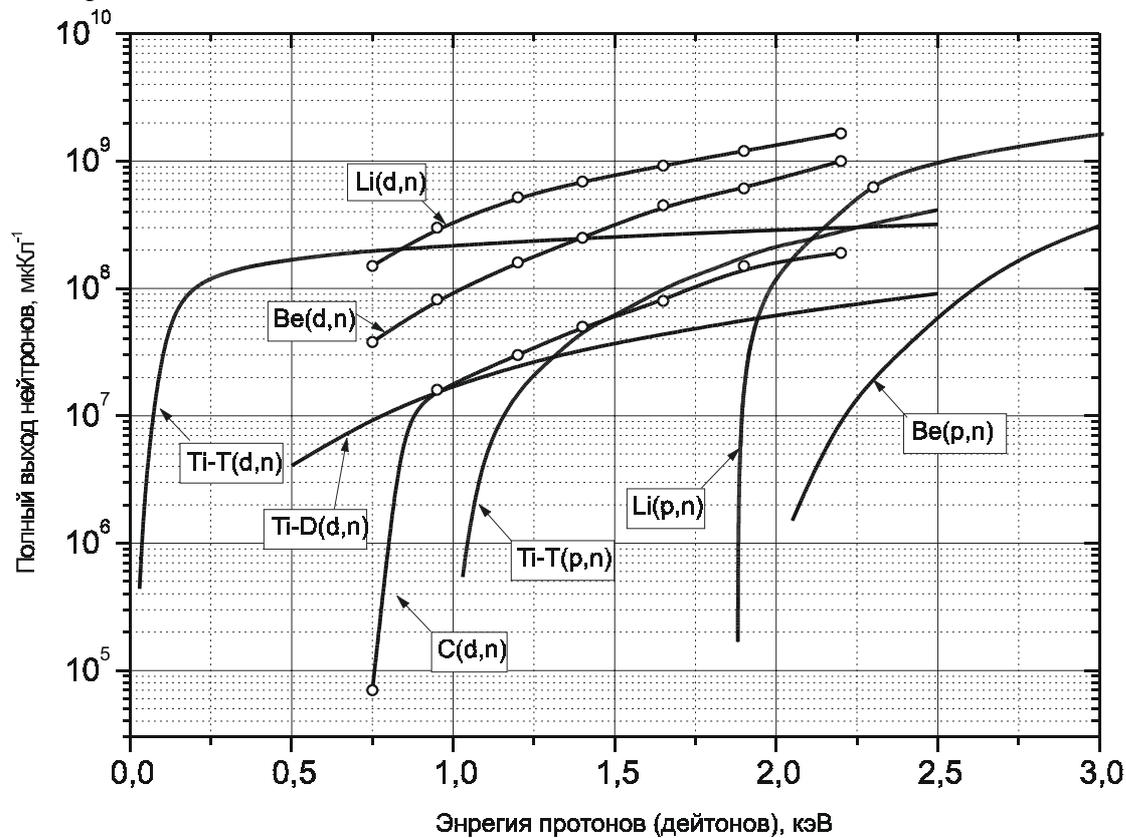


Рис. 2. Зависимость от энергии падающих частиц полного выхода нейтронов из толстых мишеней.

Литература

1. Б.Н. Зырянов, Л.И. Мусабаева, В.Н. Летов, В.А. Лисин Дистанционная нейтронная терапия. Изд. Томского университета. Томск. 1991
2. А.Ф. Цыб, С.Е. Ульяновко, Ю.С. Мардынский и др. Нейтроны в лечении злокачественных новообразований. – Обнинск, МРНЦ РАМ, 2003.
3. О.Е. Кононов, В.Н. Кононов, М.В. Боховко Источники нейтронов на основе ускорителя для нейтронной и нейтронозахватной терапии. Препринт ФЭИ-2985. Обнинск. 2003.