

Основанный на ускорителе источник нейтронов для нейтронозахватной терапии и терапии быстрыми нейтронами

Б.Ф. Баянов, В.П. Белов, Ю.И. Бельченко, Е.Д. Бендер, Г.И. Димов

Н.К. Куксанов, В.Е. Пальчиков, Р.А. Салимов, Г.И. Сильвестров,

А.Н. Скринский, С.Ю. Таскаев, В.В. Широков

Институт ядерной физики им. Г.И.Буджера СО РАН, Новосибирск, Россия

М.В. Боховко, В.Н. Кононов, О.Е. Кононов, Н.А. Соловьев

ГНЦ РФ Физико-энергетический институт им. А.И.Лейпунского, Обнинск, Россия

П.В. Петров, Г.Г. Смирнов

Российский федеральный ядерный центр

Всесоюзный научно-исследовательский институт технической физики,

Снежинск, Россия

А.С. Сысоев

Медицинский радиологический научный центр РАМН, Обнинск, Россия

Предложен источник эпитеpmальных нейтронов на основе ускорителя для применения в онкологических клиниках в бор-нейтронном варианте нейтронозахватной терапии. В результате пороговой реакции ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ при энергии протонов до 1.9 МэВ выходящие из мишени нейтроны кинематически коллимированы. Высокостабильный 40 мА протонный пучок постоянного тока обеспечивает время экспозиции необходимой терапевтической дозы за десятки минут. Нейтроны, полученные при энергии протонов 2.5 МэВ могут использоваться в терапии быстрыми нейтронами, а также после их замедления для целей нейтронозахватной терапии. Нейтронный источник состоит из источника отрицательных ионов водорода, электростатического ускорителя-тандема с вакуумной изоляцией, мощного секционированного выпрямителя и тонкой литиевой нейтронообразующей мишени, расположенной на поверхности стального диска, охлаждаемого жидким металлом. Рассмотрены элементы нейтронного источника и необходимость стабилизации энергии протонного пучка.

Введение

К настоящему времени нейтронная терапия реализуется в двух вариантах: нейтронозахватная терапия (НЗТ) и терапия быстрыми нейтронами (ТБН). Особенно перспективной представляется бор-нейтронозахватная терапия (БНЗТ) [1, 2], поскольку к настоящему времени синтезированы содержащие изотоп ${}^{10}\text{B}$ фармпрепараты, которые после введения в кровь пациента создают концентрацию изотопа ${}^{10}\text{B}$ в опухолевой ткани до 30 мкг/г, что в 3 раза больше, чем в здоровой ткани. В результате поглощения теплового нейтрона стабильным изотопом ${}^{10}\text{B}$ происходит ядерная реакция, а образующиеся энергетичные α -частица и ион ${}^7\text{Li}$ тормозятся на длине ~ 10 микрон. При этом они выделяют энергию ~ 2.3 МэВ в пределах именно той клетки, которая содержала ядро бора, что приводит к ее разрушению. Этим обеспечивается возможность избирательного поражения клеток раковой опухоли.

Самыми мощными источниками стационарных нейтронов являются ядерные реакторы. На некоторых из них пучки нейтронов используются в терапевтических целях [3]. Сложность и дороговизна ядерных реакторов, как и неизбежная приближенность к ним онкологических центров, инициировали интенсивное обсуждение вопросов разработки и создания нейтронного источника на основе компактного ускорителя, которым можно было бы оснастить каждую онкологическую клинику. К настоящему времени развиты различные концепции источников нейтронов для БНЗТ на основе дешевых ускорителей прямого действия [1, 2, 4].

Для получения нейтронов предложено использовать ядерные реакции на легких ядрах (энергия протонного пучка меняется от пороговой до 2.5 МэВ). Выбор реакции ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ обусловлен широким использованием ее для получения моноэнергетичных нейтронов в ядерно-физических экспериментах и достаточно хорошей изученностью [6]. Вблизи порога реакции имеется широкий резонанс, благодаря которому сечение реакции резко возрастает выше порога и имеет характер ступеньки.

На рис. 1 показаны двойной дифференциальный выход нейтронов из толстой металлической литиевой мишени, нормированный на микрокулон заряда протонов, для различных углов выхода нейтронов в лабораторной системе координат (шаг по углу 5°) и угловое распределение выходящих нейтронов в полярных координатах при начальной энергии протонного пучка 1886 кэВ. С ростом энергии протонов до 1920 кэВ растет и угол выхода нейтронов. Для 10 мА протонного пучка с энергией 2.5 МэВ нейтронный выход составляет $1 \cdot 10^{13}$ нейтронов в секунду. При такой интенсивности выхода нейтронов, применив компактный замедлитель-коллиматор, вполне возможно создать источник с требуемым пространственно-энергетическим распределением эпитептермальных нейтронов для целей НЗТ.

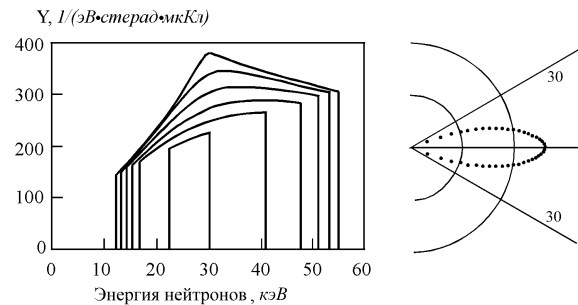


Рис. 1.

Результаты и обсуждение

Отличительной особенностью данного проекта является то, что в нем предполагается обеспечить работу нейтронного источника в двух режимах. Первый режим предполагает работу в припороговой области [5] в “открытой” геометрии при энергии протонов, обеспечивающей кинематическую коллимацию пучка выходящих из мишени нейтронов с хорошей направленностью вперед при необходимом для БНЗТ спектре в области энергий $15 \div 30$ кэВ с высокой эффективностью использования протонов. Во втором режиме при энергии протонов 2.5 МэВ максимум спектра нейтронов смещается до энергии 790 кэВ, необходимой для ТБН, а для БНЗТ нейтронный пучок формируется с помощью замедлителей и коллиматоров.

В предлагаемом проекте источник нейтронов базируется на электростатическом ускорителе-тандеме с вакуумной изоляцией (ВИТА), разрабатываемом в ИЯФ. В качестве мощного высоковольтного источника предложен секционированный выпрямитель ускорителя электронов ЭЛВ. Преимущества тандемного способа ускорения ионов заключаются как в расположении источника ионов под “земляным” потенциалом, так и в возможности использования источника высокого напряжения с потенциалом, соответствующим половине энергии ускоренных протонов.

Предложенная конструкция тандема с вакуумной изоляцией исключает осаждение ускоряемого заряда на вакуумную поверхность высоковольтного изолятора, что присуще в той или иной степени ускорителям прямого действия с ускорительными трубками. Надежность высоковольтного выпрямителя ЭЛВ подтверждена его многолетней работой в промышленности. Высокий КПД делает использование такого выпрямителя в качестве высоковольтного источника особенно привлекательным.

Возможный вариант размещения нейтронного источника показан на рис. 2. Весь комплекс располагается на двух этажах в 4 отдельных помещениях. Мощный высоковольтный выпрямитель расположен в отдельной комнате I на первом этаже. К нему через отверстие в потолке пристыковывается ускоритель-тандем, располагающийся в комнате II на втором этаже. Слева

от тандема показан присоединенный к нему источник отрицательных ионов водорода с каналом транспортировки пучка H^- до тандема и системой дифференциальной вакуумной откачки. 40-мА пучок ионов ускоряется до необходимой энергии, после перезарядки доускоряется и выходит с противоположной стороны тандема. Устройство параллельного переноса направляет пучок в транспортный канал, разделяя интенсивный пучок протонов и малоинтенсивный пучок атомов водорода. В дальнейшем пучок атомов может быть использован как для контроля перезарядных процессов в тандеме, так и (после обдирки) для точного контроля энергии пучка протонов.

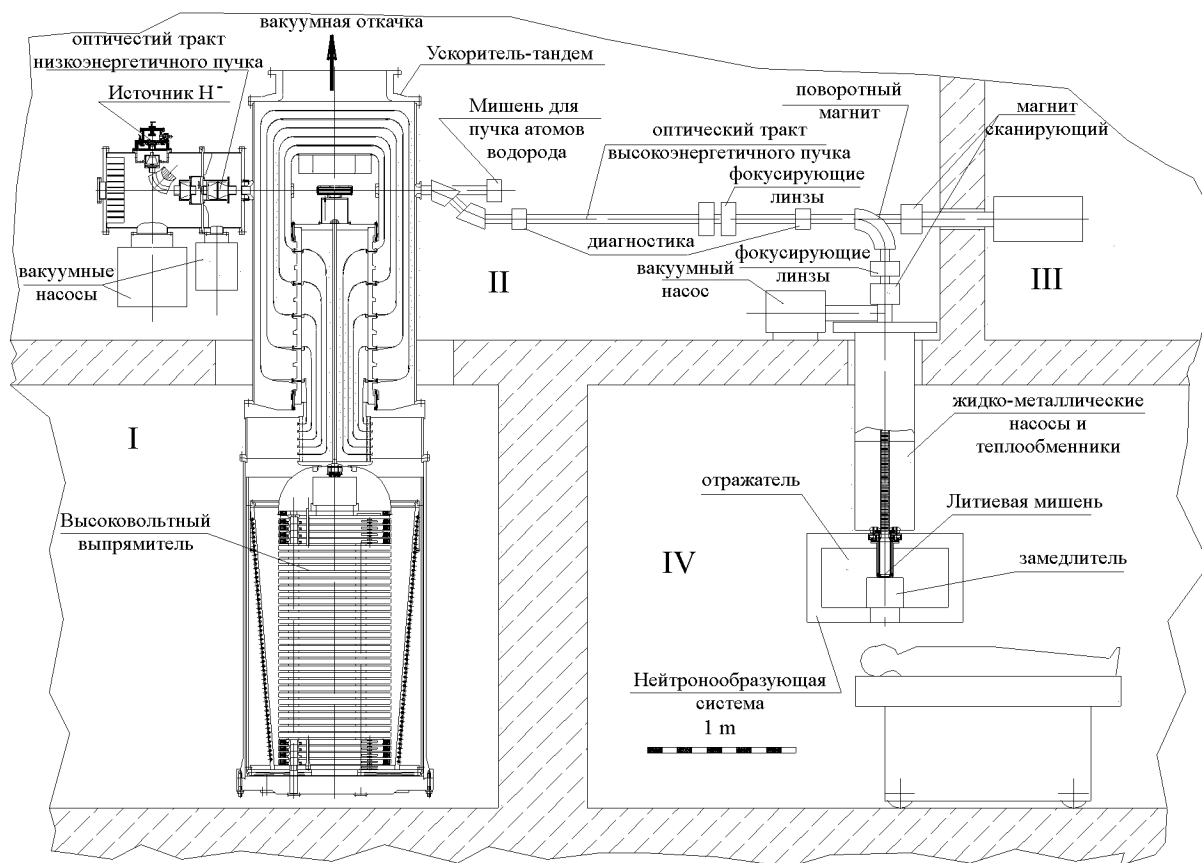


Рис. 2.

По транспортному каналу протонный пучок направляется в 2 медицинских помещения. Горизонтальный пучок входит в медицинскую комнату III, где взаимодействует с нейтронообразующей мишенью на основе вертикально падающей струи жидкого лития [7]. Два нейтронных пучка выходят в противоположных направлениях перпендикулярно протонному пучку и могут быть использованы непосредственно для ТБН или (после замедления) для НЗТ в двух различных помещениях. Отвод тепла, выделяемого протонным пучком в мишени, осуществляется прокачкой жидкого металла через теплообменник. В состав транспортного канала входит 90° поворотный магнит для направления протонного пучка на вторую нейтронообразующую мишень, расположенную в помещении IV. Эта мишень представляет собой стальной диск, охлаждаемый водой или жидким металлом. Диск покрыт тонким слоем лития, на который падает протонный пучок. Такая мишень может работать как с твердым, так и с жидким литием, поэтому используется только вертикально направленный протонный пучок. При работе нейтронного источника в варианте НЗТ геометрия мишени с замедлителем и отражателем, приведенная на рис. 2 для медицинской комнаты IV, заменяется на “открытую” геометрию.

Для получения широкого нейтронного пучка, определяемого требованиями НЗТ, используется метод сканирования протонного пучка с помощью специального вращающегося диполя на самарий-кобальтовых магнитах по поверхности мишени диаметром до 5 см. Предусмотрено применение как “открытой” мишени для работы в припороговой области, так и мишени с замедлителем и отражателем.

Нами накоплен большой опыт в разработке отдельных элементов источника нейтронов [8]. Предлагаемый источник эпитеpmальных нейтронов на основе ускорителя для нейтронозахватной терапии может быть создан для широкого применения в онкологических клиниках.

Список литературы

- [1] J.C. Yanch et al. Medical Physics 19 (1992) 709.
- [2] C.K.Wang et al. Nucl.Technol. 84 (1989) 93.
- [3] H.B.Liu et al. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 28 (1994) 1149.
- [4] Proc. 1st Intern. Workshop on Accel. Based Neutron Sources for BNCT, September 1994, Jackson, USA.
- [5] V.Kononov et al., там же, p.447.
- [6] Fast neutron physics, Ed. by T.B.Marion and J.L.Fowler. Interscience Publ. Inc., 1960.
- [7] V.Belov et al. Neutron producing target for NCT, 9th Int. Symp. on Neutron Capture Therapy for Cancer. Osaka, Japan, Oct. 2-6, 2000.
- [8] B.F.Bayanov et al. Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. A413 (1998) 397-426.