

СИСТЕМА ФОРМИРОВАНИЯ ПУЧКА НЕЙТРОНОВ ДЛЯ БОР-НЕЙТРОНОЗАХВАТНОЙ ТЕРАПИИ

© 2017 г. Л. Зайди¹⁾, Е. А. Кашаева²⁾, С. И. Лежнин^{3),4)}, Г. Н. Малышкин²⁾,
С. И. Самарин²⁾, Т. В. Сычева⁵⁾, С. Ю. Таскаев^{4),5)*}, С. А. Фролов²⁾

Поступила в редакцию 27.01.2016 г.

Для получения терапевтического пучка нейтронов для бор-нейтронозахватной терапии злокачественных опухолей на ускорительных источниках нейтронов применяют систему формирования пучка, состоящую из замедлителя, отражателя и поглотителя. В работе предложены новые конструкции замедлителя и отражателя и представлены результаты численного моделирования спектра нейтронов и поглощенной дозы в модифицированном фантоме “головы, предложенной Снайдером”. Обосновано применение составного замедлителя, составного отражателя и осуществление генерации нейтронов при энергии протонов 2.3 МэВ для получения терапевтического пучка нейтронов высокого качества.

DOI: 10.7868/S0044002717010160

1. ВВЕДЕНИЕ

Перспективной методикой лечения злокачественных опухолей является бор-нейтронозахватная терапия (БНЗТ) [1], обеспечивающая избирательное уничтожение клеток опухоли путем накопления в них стабильного нерадиоактивного изотопа ^{10}B и последующего облучения нейтронами. В результате поглощения нейтрона бором происходит ядерная реакция с большим выделением энергии в клетках опухоли. Для лечения требуются интенсивные потоки нейтронов эпитепловых энергий, точнее – нейтронов с энергиями от 1 до 30 кэВ [1]. Наилучшей реакцией для этой цели является $^7\text{Li}(p, n)^7\text{Be}$, характеризующаяся большим выходом нейтронов с наиболее мягким энергетическим спектром. Для замедления нейтронов применяют систему формирования пучка (СФП), включающую в себя замедлитель, отражатель, поглотитель и в ряде случаев фильтр. В течение последних 10 лет, когда стала очевидной возможность изготовления литиевой мишени, СФП для реакции $^7\text{Li}(p, n)^7\text{Be}$ с 2.3–2.8-МэВ протонным пучком была оптимизирована целым рядом исследовательских групп [2–10]. В качестве

фантома, в котором вычисляют распределение доз, применяют модифицированный фантом “головы, предложенной Снайдером” [11]: три вложенных друг в друга эллипсоида с разными составами элементов, максимально приближенными к составам кожи, кости и мозга. В расчетах используют значения относительной биологической эффективности (ОБЭ) из работы [12]: для тканей мозга ОБЭ фотонов равна 1.0, нейтронов – 3.2, и составная биологическая эффективность (СБЕ) – 1.35. Для опухоли ОБЭ полагается такой же, в то время как СБЕ – 3.8.

При расчетах доз принимают во внимание следующие процессы. Во-первых, процесс поглощения нейтронов бором, в результате которого выделяется энергия 2.79 МэВ – в 6.1% случаев энергия распределяется только между ядром лития и α -частицей, в 93.9% случаев ядро лития вылетает в возбужденном состоянии и испускает γ -квант с энергией 478 кэВ. Во-вторых, захват нейтронов ядрами водорода, приводящий к образованию дейтерия и к испусканию γ -кванта с энергией 2.2 МэВ. В-третьих, появление протонов отдачи как от взаимодействия нейтронов, преимущественно быстрых, с ядрами вещества, преимущественно с водородом, так и от поглощения нейтронов ядрами азота с выделением энергии 580 кэВ. Достаточно часто учитывается поток γ -квантов от мишени и системы формирования пучка. Практически всегда пренебрегают процессом поглощения нейтронов хлором ввиду малости его сечения.

Считается, что замедлитель следует делать из материала с наибольшей концентрацией фтора, поскольку только фтор имеет заметное сечение

¹⁾ Университет науки и технологий им. Хоуари Боумедиене, Алжир.

²⁾ Всероссийский научно-исследовательский институт технической физики, Снежинск, Россия.

³⁾ Новосибирский филиал Института проблем безопасного развития атомной энергетики РАН, Россия.

⁴⁾ Новосибирский государственный университет, Россия.

⁵⁾ Институт ядерной физики СО РАН, Новосибирск, Россия.

*E-mail: taskaev@inp.nsk.su

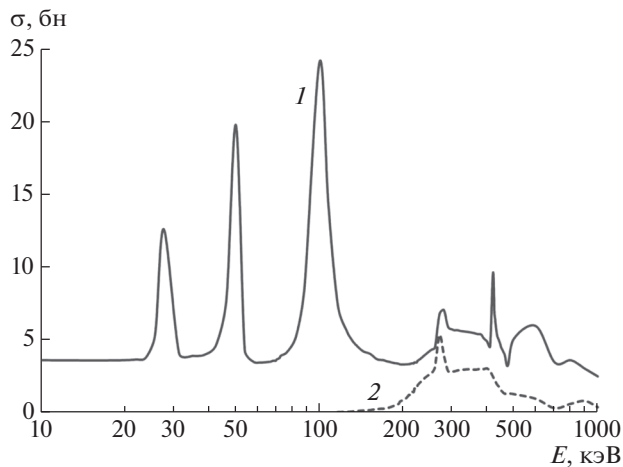


Рис. 1. Зависимость сечения упругого (1) и неупругого (2) рассеяния нейтронов на фторе от энергии нейтронов (база данных ENDF/B-VII.1).

неупругого рассеяния нейтронов в области энергий ниже 1 МэВ, что обеспечивает их быстрое замедление до энергий порядка 200 кэВ (см. рис. 1). Водородосодержащий замедлитель может эффективно уменьшать энергию нейтронов, но формируемый спектр нейтронов слишком смещен в область тепловых энергий и непригоден для терапии глубоко расположенных опухолей. В качестве отражателя используют свинец или графит. Поглотителем может быть полиэтилен с добавкой бора или лития. Такие СФП при протонном пучке с энергией 2.5 МэВ и током 10 мА обеспечивают мощность дозы на уровне 1 Гр экв./мин, глубину терапии (расстояние от поверхности до точки, где мощность дозы в опухоли превосходит максимальную мощность дозы в здоровой ткани) — до 10 см, терапевтическое отношение (отношение максимальных значений мощности доз в опухоли и в здоровых клетках) — до 4. Это приемлемо для проведения бор-нейтронозахватной терапии.

В работе проведен критический анализ принятых ранее решений в конструкции СФП, сделаны предложения по улучшению качества терапевтического пучка нейтронов и проведена оптимизация СФП.

2. РЕЗУЛЬТАТЫ ЧИСЛЕННЫХ РАСЧЕТОВ И ОБСУЖДЕНИЕ

Начнем рассмотрение с замедлителя, который должен не только обеспечивать замедление нейтронов до требуемых энергий, но и осуществлять это на минимальной толщине с тем, чтобы минимизировать потери плотности потока нейтронов. В табл. 1 приведены данные о плотности фторидов и концентрации ядер фтора в них. Видно, что концентрация фтора во фторидах магния, алюминия

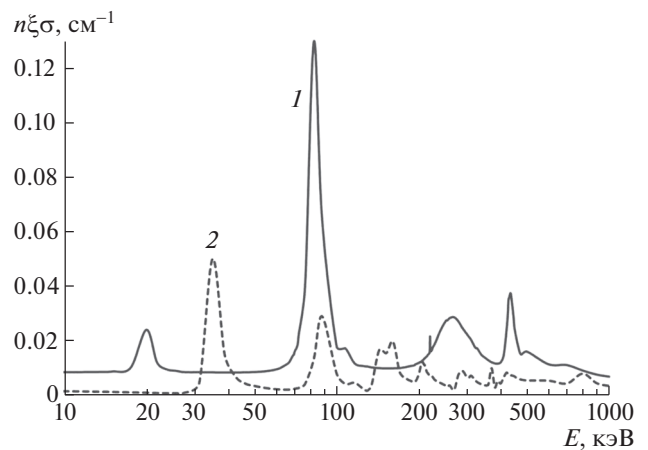


Рис. 2. Зависимость скорости замедления нейтронов на магнии (1) и алюминии (2) от энергии нейтронов.

и лития максимальна и практически одинакова. Концентрация фтора во фториде кальция и фторопласте заметно меньше, поэтому эти материалы не стоит использовать в замедлителе. Из оставшихся фторидов фторид лития рассматривают только в качестве тонкого фильтра на выходе СФП для поглощения тепловых нейтронов в результате реакции ${}^6\text{Li}(n, \alpha){}^3\text{H}$ (сечение поглощения теплового нейтрона 940 бн).

Рассмотрим в деталях процесс упругого рассеяния нейтронов на магнии и алюминии. Поскольку массовые числа ядер магния и алюминия близки, то близки и значения средних логарифмических потерь энергии ξ ; они равны 0.08 для магния и 0.072 для алюминия. Скорость замедления нейтронов на этих ядрах во фторидах пропорциональна плотности ядер n , сечению рассеяния σ и величине средней логарифмической потери энергии ξ — она приведена на рис. 2. Видно, что практически во всем диапазоне энергий, за исключением областей в районе 35 и 150 кэВ, замедление нейтронов на магнии эффективнее, чем на алюминии. Привлекательность алюминия состоит в том, что для

Таблица 1. Плотность фторидов и фтора в них

	Плотность, г см ⁻³	Концентрация ядер фтора, 10 ²² см ⁻³
Фторид магния MgF ₂	3.177	6.14
Фторид алюминия AlF ₃	2.88	6.19
Фторид лития LiF	2.639	6.13
Фторид кальция CaF ₂	3.18	4.90
Фторопласт C ₂ F ₄	2.2	5.29

Таблица 2. Результаты расчета вариантов СФП при 2.3-МэВ и 10-мА протонном пучке

	Вариант 1 MgF ₂	Вариант 2 AlF ₃	Вариант 3 MgF ₂ + AlF ₃	Вариант 4 MgF ₂ + AlF ₃ графит
Плотность потока эпитепловых нейтронов [10 ⁸ см ⁻²]	8.04	9.02	8.76	10.2
Плотность потока быстрых нейтронов [10 ⁸ см ⁻²]	1.49	2.04	1.49	0.61
Плотность потока тепловых нейтронов [10 ⁸ см ⁻²]	0.22	0.21	0.21	1.96
Средняя энергия нейтронов [кэВ]	17	19	18	7
Плотность потока γ -квантов [10 ⁸ см ⁻²]	0.37	0.51	0.42	0.62
Средняя энергия γ -квантов [кэВ]	312	300	314	385
Мощность дозы в опухоли [Гр экв./мин]	1.68	1.83	1.76	2.14
Терапевтическое отношение	2.8	2.17	2.54	4.1

нейтронов с энергией ниже 30 кэВ он становится практически прозрачным для них.

Были рассмотрены три варианта СФП с замедлителем диаметром $d = 20$ см и высотой $h = 20$ см, изготовленным из: 1) фторида магния, 2) фторида алюминия и 3) их комбинации; ближе к мишени расположен цилиндр фторида магния высотой 12 см, а под ним цилиндр фторида алюминия высотой 8 см. Схема СФП представлена на рис. 3. Замедлитель, мишень и вакуумную камеру окру-

жает свинцовый отражатель с внешним диаметром $D = 60$ см и высотой $h + H = 50$ см. Нижние части отражателя и замедлителя располагаются на одной высоте. Весь отражатель, за исключением нижней части, окружен поглотителем из полиэтилена с 7.5%-ной добавкой естественного лития толщиной 5 см. Модифицированный фантом головы Снейдера расположен по оси на 5 см ниже замедлителя. Энергия протонов равнялась 2.3 МэВ, ток – 10 мА, диаметр пучка – 100 мм. Нейтроногенерирующая мишень в расчетах принята как набор дисков диаметром 100 мм из лития (толщина 100 мкм), тантала (0.4 мм), воды (2 мм), тантала (0.4 мм) и меди (3 мм). Численное моделирование переноса протонов, нейтронов и γ -излучения проведено методом Монте-Карло по программе ПРИЗМА [13] с использованием библиотеки данных о взаимодействии нейтронов и γ -квантов с веществом ENDF/B-VI [14]. Для описания ядерного взаимодействия протонов с литиевой мишенью данные о реакции ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$, описывающей выход нейтронов, и реакции ${}^7\text{Li}(p, \gamma){}^8\text{Be} \rightarrow 2\alpha$, источнике высокоэнергетических γ -квантов, взяты из справочника [15], а данные о реакции ${}^7\text{Li}(p, p'){}^{7(1*)}\text{Li}$, являющейся источником γ -квантов, подготовлены на основе базы экспериментальных данных EXFOR [16]. Концентрация ${}^{10}\text{B}$ в здоровых тканях полагалась равной 15 ppm и в опухоли – 52.5 ppm. Результаты расчета представлены в табл. 2 (здесь граница диапазонов эпитепловых и быстрых нейтронов сдвинута с 10 на 30 кэВ – верхнюю границу спектра оптимальных нейтронов для БНЗТ). Как и следовало ожидать, замедлитель из фторида магния по сравнению с замедлителем из фторида алюминия обеспечивает более мягкий спектр, в 1.37 раз меньший поток быстрых нейтронов, в 1.3 раза лучшее терапевтическое отношение, но в 1.12

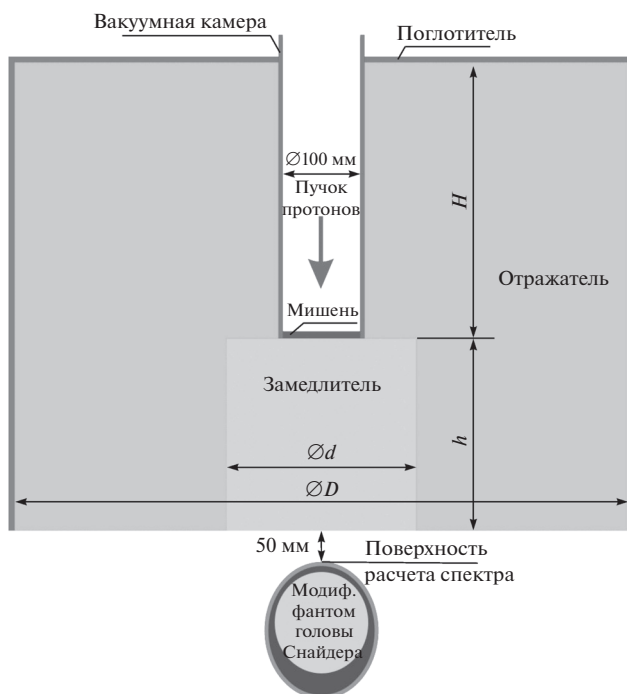


Рис. 3. Геометрия системы формирования пучка и расположение модифицированного фантома головы Снейдера.

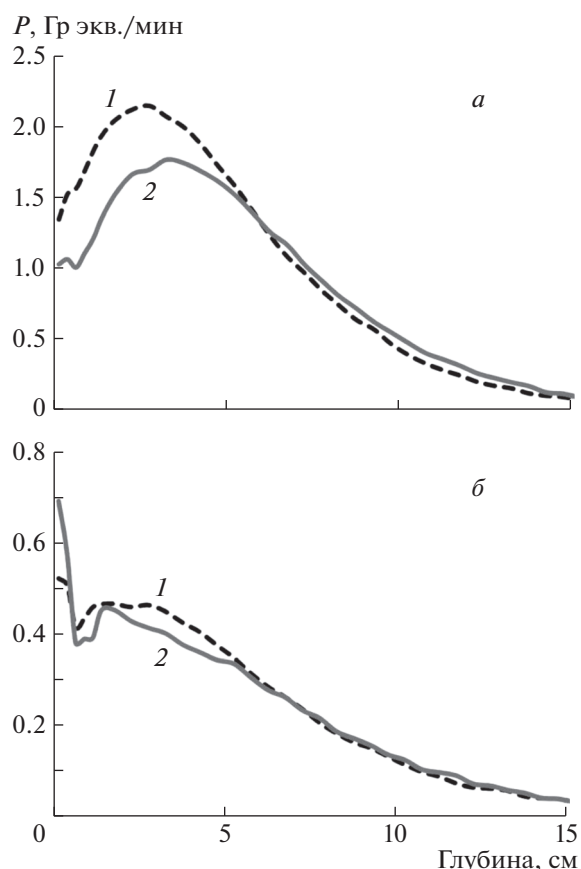


Рис. 4. Глубинное распределение мощности дозы в опухоли (а) и здоровой ткани (б) при использовании графитового (1) и свинцового (2) отражателей в передней полусфере.

раза меньший поток эпитепловых нейтронов и, соответственно, меньшую мощность дозы в опухоли. Комбинация фторидов в СФП позволяет фактически свести преимущества каждого из них в одной схеме: плотность потока эпитепловых нейтронов почти такая же большая (всего на 3% меньше), как в случае применения фторида алюминия, зато поток быстрых нейтронов мал, как в случае применения только фторида магния. Таким образом, оптимально замедлитель сделать составным: из фторида магния ближе к мишени, а ближе к выходу — из фторида алюминия.

Следующее предложение по изменению ранее принятых решений связано с отражателем. Генерируемые вперед нейтроны имеют значительно большую энергию, чем те, которые вылетают назад [17]. Поэтому предлагается в передней полусфере применить графитовый отражатель, где отражение нейтронов будет сопровождаться их замедлением ($\xi = 0.158$), а в задней — свинцовый отражатель без примесей сурьмы, в котором отражение нейтронов будет происходить практически без потери энергии ($\xi = 0.01$). Результаты расчета СФП с

таким графитовым отражателем в передней полусфере представлены в табл. 2 в столбце “Вариант 4”. Видно, что энергетический спектр нейтронов стал мягче, увеличилась плотность потока эпитепловых нейтронов и, как следствие, увеличилась мощность дозы в опухоли и терапевтическое отношение. На рис. 4 представлено глубинное распределение мощности дозы в опухоли и здоровой ткани. Видно, что графитовый отражатель в передней полусфере обеспечивает существенно большую мощность дозы в опухоли с глубиной залегания до 6 см. При большей глубине залегания опухоли большая мощность дозы получается при использовании свинцового отражателя.

Перейдем к оптимизации размеров СФП. Расчеты проведены кодом NMC, предназначенным для моделирования переноса нейтронов в трехмерной геометрии с помощью метода Монте-Карло с использованием базы данных сечений ENDF-VII. Структура кода описана в работах [18, 19]. В табл. 3 приведены результаты расчета мощности дозы (P) и терапевтического отношения (AR) для замедлителя из фторида магния различной высоты h и диаметра d при энергии протонного пучка 2.5 и 2.3 МэВ со свинцовым или графитовым отражателем диаметром $D = 60$ см. Оптимальными размерами замедлителя представляются следующие (соответствующие ячейки таблицы выделены серым цветом): при энергии 2.5 МэВ — диаметр и высота 30 см, при энергии 2.3 МэВ со свинцовым отражателем — диаметр 30 см, высота 25 см, при энергии 2.3 МэВ с графитовым отражателем в передней полусфере — диаметр и высота 20 см.

Для СФП с замедлителем из фторида магния диаметром $d = 20$ см, высотой $h = 20$ см при протонном пучке с 2.3 МэВ и 10 мА определены мощность дозы и терапевтическое отношение при изменении диаметра графитового отражателя D в передней полусфере от 0 до 140 см с шагом 20 см. При увеличении диаметра отражателя мощность дозы растет и достаточно быстро выходит на плато. Так, при диаметре отражателя $D = 40$ см она составляет 74% от максимальной, при 60 см — 93%, при 80 см — 97%. Оптимальным представляется использовать отражатель диаметром 80 см. Заметим, что при отсутствии отражателя мощность дозы падает до величины 11% от максимальной. Этот факт указывает на то, что большая часть нейтронов выходит из замедлителя и возвращается назад отражателем.

Аналогичным образом определена мощность дозы при изменении высоты свинцового отражателя H в задней полусфере от 0 до 100 см с шагом 10 см. При увеличении высоты отражателя мощность дозы растет и также достаточно быстро выходит на плато. Так, при высоте $H = 20$ см

Таблица 3. Оптимизация высоты и диаметра замедлителя

d , см	h , см	2.5 МэВ, Рb		2.3 МэВ, Рb		2.3 МэВ, графит			
		P , Гр экв./мин	AR	P , Гр экв./мин	AR	P , Гр экв./мин	AR		
30	40	1.2	4.6	1.4	5.4	1.6	5.3		
	35	1.6	4.8						
	30	2.3	5.2						
	25	3.1	4.8	1.8	5.3				
	20	4.4	3.3	2.5	4.8			2.2	5.3
	15	6.6	1.9	2.9	4.8			3.2	3.7
	10	12.4	1.2						
20	30			1.3	4.7	2.2	5.2		
	25			1.8	4.2				
	20			2.4	3.3				
	15			3.5	2.4				
40	20					2.2	5.2		
50	20					2.1	5.3		
60	20					2.1	5.3		

она составляет 96% от максимальной, а при $H = 30$ см — 99%. При отсутствии свинцового отражателя в задней полусфере мощность дозы в фантоме падает до величины 53%.

Перейдем к рассмотрению вопроса об оптимальной энергии протонного пучка. Сечение реакции ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$ представлено на рис. 5. Обычно для целей БНЗТ рассматривают протонные пучки с энергией от 2.5 до 2.8 МэВ — в этом случае обеспечивается достаточно большой выход нейтронов. Мы предлагаем использовать протонный пучок с энергией 2.3 МэВ, т.е. с энергией, близкой к той, при которой достигается максимум сечения реакции. При увеличении энергии протонов выше 2.3 МэВ, конечно, будет расти выход нейтронов, но уже не так быстро, и эти дополнительные нейтроны будут иметь большую энергию.

Так, с СФП, состоящей из замедлителя из фторида магния высотой $h = 21$ см, диаметром $d = 20$ см и отражателем диаметром $D = 80$ см, увеличение энергии протонов с 2.3 до 2.5 МэВ приводит к увеличению плотности потока нейтронов в 1.75 раза, преимущественно за счет более энергетичных нейтронов (рис. 6), и, как следствие, к практически такому же увеличению мощности

поглощенной дозы в опухоли. Однако из-за появления заметной компоненты быстрых нейтронов (особенно в области 250 кэВ–1 МэВ) мощность поглощенной дозы в здоровых клетках на поверхности увеличивается в 2.56 раза, из-за чего терапевтическое отношение уменьшается с 5.4 до 3.7. Для того чтобы понизить влияние быстрых ней-

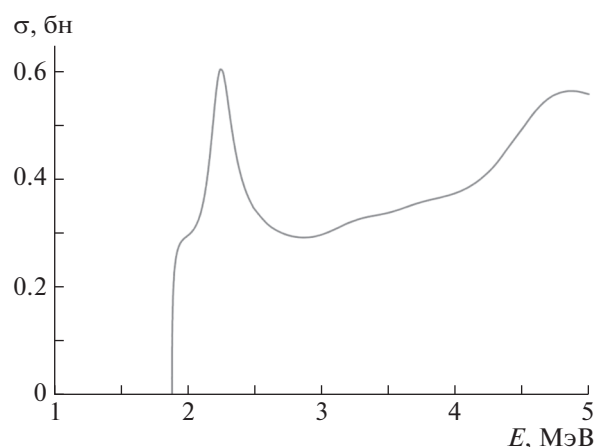


Рис. 5. Зависимость сечения реакции ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$ от энергии протонов (база данных ENDF/B-VII.1).

Таблица 4. Величина потери энергии нейтрона при неупругом рассеянии на фторе

Начальная энергия нейтрона [кэВ]	200	300	400	500	600	700	800	900	1000
Потеря энергии нейтрона [кэВ]	123	153	210	205	225	243	225	260	261

тронов, необходимо увеличить высоту замедлителя. При увеличении высоты с 21 до 26 см влияние быстрых нейтронов уменьшается до такой степени, что достигается примерно то же терапевтическое отношение — 5, но и мощность дозы уменьшается в 1.6 раза. Как видно из рис. 6, спектры нейтронов становятся подобными, и нет никакой пользы в увеличении энергии протонов. Более того, при энергии протонов 2.5 МэВ в формируемом спектре нейтронов присутствует заметный поток нейтронов с энергиями более 500 кэВ, поскольку эффективность их торможения недостаточна. Так, в табл. 4 приведены результаты расчета величины потери энергии нейтрона при неупругом рассеянии на фторе. Видно, что если при начальной энергии в диапазоне 200–400 кэВ нейтрон при неупругом рассеянии теряет 50% энергии, то при энергии более 500 кэВ — 30%.

Таким образом, с точки зрения получения наилучшего по качеству терапевтического пучка нейтронов следует использовать протонный пучок с энергией 2.3 МэВ или близкой к этому значению. Использование протонного пучка с большей энергией может быть оправдано только для опухолей с глубиной залегания более 7 см. В этом случае следует генерировать более жесткие нейтроны для их большего проникновения внутрь, а уменьшения

дозы в здоровых клетках на поверхности следует добиваться направлением пучка нейтронов с разных сторон, используя ортогональную систему формирования пучка нейтронов с возможностью ее поворота [20, 21].

3. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Для получения терапевтического пучка нейтронов для бор-нейтронозахватной терапии злокачественных опухолей на ускорительных источниках нейтронов применяют систему формирования пучка, состоящую из замедлителя, отражателя и поглотителя. В работе впервые предложено использовать составной замедлитель: фторид магния — вблизи нейтроногенерирующей мишени и фторид алюминия — вблизи выхода; составной отражатель: графит — в передней полусфере и свинец — в задней, и осуществлять генерацию нейтронов в результате реакции ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$ при энергии протонного пучка 2.3 МэВ. Методом численного моделирования переноса нейтронов и γ -излучения показано, что предложенные решения позволяют сформировать терапевтический пучок нейтронов, в наибольшей степени удовлетворяющий требованиям БНЗТ.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 14-32-00006) при поддержке Института ядерной физики СО РАН.

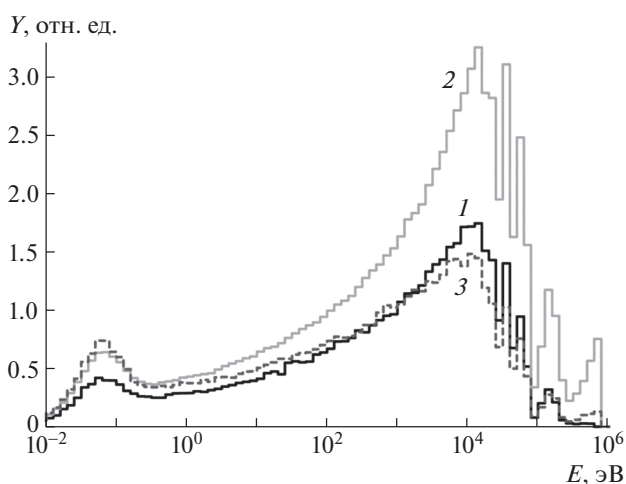


Рис. 6. Энергетический спектр формируемого потока нейтронов: 1 — при энергии протонного пучка 2.3 МэВ и высоте замедлителя 21 см, 2 — при энергии 2.5 МэВ и высоте 21 см, 3 — при энергии 2.5 МэВ и высоте 26 см.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Neutron Capture Therapy. Principles and Applications*, Ed. by W. Sauerwein, A. Wittig, R. Moss, and Y. Nakagawa (Springer-Verlag, 2012).
2. F. Palamara, F. Mattioda, R. Varone, and V. Guisti, *Research and Development in Neutron Capture Therapy*, Ed. by W. Sauerwein, R. Moss, and A. Wittig (Monduzzi Editore, Bologna, Italy, 2002), p. 283.
3. A. Hawk, T. Blue, J. Woolard, and G. Gupta, *Research and Development in Neutron Capture Therapy*, Ed. by W. Sauerwein, R. Moss, and A. Wittig (Monduzzi Editore, Bologna, Italy, 2002), p. 253.
4. O. E. Kononov, V. N. Kononov, M. V. Bokhovko, et al., *Appl. Radiat. Isot.* **61**, 1009 (2004).
5. G. Bengua, T. Kobayashi, K. Tanaka, and Y. Nakagawa, *Appl. Radiat. Isot.* **61**, 1003 (2004).

6. F. Stichelbaut, E. Forton, and Y. Jongen, *Advances in Neutron Capture Therapy 2006, Proceedings of 12th International Congress on Neutron Capture Therapy, Takamatsu, Japan, Oct. 9–13, 2006*, p. 308.
7. K. Tanaka, T. Kobayashi, G. Bengua, *et al.*, *Advances in Neutron Capture Therapy 2006, Proceedings of 12th International Congress on Neutron Capture Therapy, Takamatsu, Japan, Oct. 9–13, 2006*, p. 323.
8. R. Terlizzi, N. Colonna, P. Colangelo, *et al.*, *Appl. Radiat. Isot.* **67**, S292 (2009).
9. D. M. Minsky, A. J. Kreiner, and A. A. Valda, *Appl. Radiat. Isot.* **69**, 1668 (2011).
10. A. A. Burlon *et al.*, *Appl. Radiat. Isot.* **69**, 1688 (2011).
11. J. T. Goorley, W. S. Kiger III, and R. G. Zamenhof, *Med. Phys.* **29**, 145 (2002).
12. O. K. Harling and K. J. Riley, *J. Neuro-Oncol.* **62**, 7 (2003).
13. Y. Z. Kandiev *et al.*, *Ann. Nucl. Energy* **82**, 116 (2015).
14. <https://www-nds.iaea.org/exfor/endl.htm>
15. С. Н. Абрамович и др., *Ядерно-физические константы термоядерного синтеза: Справочное пособие* (ЦНИИАтоминформ, Москва, 1989).
16. <https://www-nds.iaea.org/exfor/exfor.htm>
17. C. L. Lee and X.-L. Zhou, *Nucl. Instrum. Methods B* **152**, 11 (1999).
18. D. V. Yurov *et al.*, *Fusion Eng. Des.* **87**, 1684 (2012).
19. С. А. Бреднихин, С. И. Лежнин, С. А. Фролов, Д. В. Юров, Препринт № 2012-04, ИБРАЭ РАН (Москва, 2012).
20. В. В. Каныгин, С. Ю. Таскаев, Патент РФ на изобретение № 2540124 от 16.12.2014.
21. V. Aleynik *et al.*, *Appl. Radiat. Isot.* **88**, 177 (2014).

NEUTRON BEAM SHAPING ASSEMBLY FOR BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY

L. Zaidi, E. A. Kashaeva, S. I. Lezhnin, G. N. Malyshkin, S. I. Samarin, T. V. Sycheva,
S. Yu. Taskaev, S. A. Frolov

Neutron Beam Shaping Assembly, consisting of a moderator, a reflector and an absorber, is used for forming the therapeutic neutron beam with the accelerator neutron sources for Boron Neutron Capture Therapy of malignant tumor. New structure of the moderator and the reflector, and the results of numerical modeling of the neutron spectrum and the absorbed dose in the modified Snyder head phantom are presented in the article. The application of composite moderator and composite reflector and implementation of generation of neutrons at proton energy of 2.3 MeV allows producing the therapeutic neutron beam of high quality.