

DOI 10.12737/article_5927f40e8f1b58.14975996

Ю.А. Кураченко¹, Ю.Г. Забарянский², Е.А. Онищук³**ПРИМЕНЕНИЕ ФОТОНЕЙТРОНОВ ДЛЯ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ**

1. Обнинский институт атомной энергетики ИАТЭ НИЯУ «МИФИ», Обнинск. E-mail: ykurachenko@mail.ru;
 2. Физико-энергетический институт им. А.И. Лейпунского, Обнинск; 3. Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ», Москва

Ю.А. Кураченко – главн. н.с. ИАТЭ, д.ф.-м.н., проф.; Ю.Г. Забарянский – аспирант ФЭИ; Е.А. Онищук – м.н.с., МРНЦ, аспирант МИФИ

Реферат

Цель: Показать возможность проведения нейтронной терапии на пучке фотонейтронов из мишени мощного ускорителя электронов при обеспечении требуемой дозы в опухоли за приемлемое время экспозиции и при минимальном облучении нормальных тканей организма пациента.

Материал и методы: Генерация нейтронов из мишени ускорителя электронов происходит двухступенчато: $e^- \rightarrow \gamma \rightarrow n$, причём в выбранном диапазоне энергии электронов 20–100 МэВ выход тормозного излучения многократно (на ~3 порядка) превышает «полезный» выход нейтронов. Отсюда возникает проблема избирательного подавления «вредного» для лучевой терапии фотонного излучения при минимальном ослаблении потока нейтронов в выводимом пучке. Для решения общей задачи формирования пучка нейтронов необходимого спектрального состава и достаточной интенсивности решён ряд расчётных задач подбора оптимальной конфигурации и состава блока вывода пучка. Особое внимание уделено минимизации дополнительного облучения пациента тормозным (генерация электронами) и вторичным (генерация нейтронами) гамма-излучением мишени и материалов блока вывода.

Результаты: Полученная конфигурация блока вывода обеспечивает требуемое качество пучка применительно к задачам нейтронзахватной терапии (НЗТ), которая является единственной конкурентоспособной технологией нейтронной терапии на фоне массового применения протонной терапии и др. методик, избирательно поражающих мишень при минимальной лучевой нагрузке на окружающие органы и ткани. При характеристиках коммерчески доступных ускорителей (средний ток 4 мА, энергия электронов 35 МэВ) плотность потока эпитепловых фотонейтронов, требуемых для НЗТ, на выходе пучка на порядок и более превышает величины, характерные для существующих и проектируемых реакторных пучков.

Выводы: Предложенная схема генерации и вывода фотонейтронов для НЗТ имеет ряд несомненных преимуществ перед традиционными подходами:

- а) применение ускорителей электронов для получения нейтронов гораздо безопаснее и дешевле использования традиционных реакторных пучков;
- б) ускоритель с мишенью, блок вывода пучка с необходимыми устройствами и оснасткой могут быть без особых проблем размещены на территории клиники;
- в) применяемая мишень – жидкий галлий, который также служит и теплоносителем, является экологически чистым материалом: его активация весьма незначительна и быстро (за ~ 4 сут) спадает до уровня фона.

Ключевые слова: ускоритель электронов, вольфрам-галлиевая мишень, тормозное излучение, фотонейтроны, нейтронзахватная терапия, оптимизация характеристик пучка

Поступила: 01.02.2017. Принята к публикации: 19.04.2017

Введение

Работа посвящена обсуждению возможности создания нейтронного источника высокой интенсивности на основе жидкого галлия в составе комбинированной мишени мощного ускорителя электронов средних энергий. Кроме того, рассмотрены направления оптимизации выхода нейтронов из мишени и формирования спектра, необходимого для задач нейтронзахватной терапии (НЗТ).

Основные принципы использования фотоядерных нейтронов, получаемых на электронных ускорителях, для производства радиоизотопов и медицины изложены в [1].

Галлий как мишень и теплоноситель

Для производства нейтронов предлагается комбинированная W+Ga мишень, в качестве теплоносителя выбран галлий. Стационарный фрагмент мишени – матрица из тугоплавкого вольфрама, через которую протекает галлий, позволяет резко увеличить выход фотонейтронов по сравнению с мишенью только из галлия. При взаимодействии ускоренных электронов с массивной мишенью вольфрам+галлий основной канал потери энергии – тормозное излучение. При энергиях электронов выше 15 МэВ тормозные кванты, поглощаясь ядрами вольфрама и галлия, производят

нейтроны в реакциях (γ, n) в области гигантского дипольного резонанса. Спектр фотонейтронов близок к спектру нейтронов деления урана.

Природный галлий представлен двумя изотопами: ^{69}Ga (60,1 %) + ^{71}Ga (39,9 %). Это легкоплавкий металл ($t_{\text{пл}} = 29,8^\circ\text{C}$) плотностью $5,904 \text{ г/см}^3$ в твёрдом состоянии и $6,095 \text{ г/см}^3$ в жидком. Будучи расплавлен, галлий длительное время остаётся в жидкой фазе при комнатной температуре. Отличительная особенность галлия – большой температурный интервал жидкого состояния (около 2200 градусов), что гарантирует возможность ввода в мишенный блок пучка практически любой мощности ($\geq 100 \text{ кВт}$) без значимых усилий по обеспечению скорости течения жидкого металла. Полный выход первичных нейтронов с поверхности галлиевой мишени, как показывают расчёты, составляет около 10^{14} н/с на 100 кВт пучка. Подобные потоки нейтронов вполне реально получить, используя коммерчески доступные линейные ускорители электронов с энергией 20–50 МэВ.

Активация природного галлия происходит за счёт фотореакций и реакций под действием собственных нейтронов. Основные процессы: $^{69,71}\text{Ga}(\gamma, n)^{68,70}\text{Ga}$, $^{69,71}\text{Ga}(n, 2n)^{68,70}\text{Ga}$, $^{69,71}\text{Ga}(n, \gamma)^{70,72}\text{Ga}$. Они приводят к наработке короткоживущих продуктов ^{68}Ga ($T_{1/2} = 68,3 \text{ мин}$), ^{70}Ga ($T_{1/2} = 21,2 \text{ мин}$) и ^{72}Ga ($T_{1/2} = 14,1 \text{ ч}$). Как показывают расчёты, при генерации нейтронных

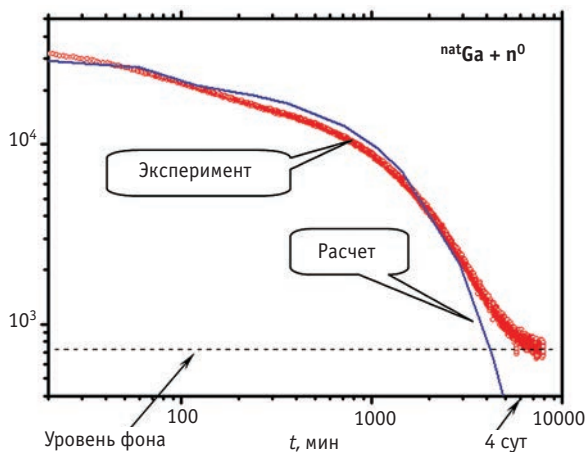


Рис. 1. Снижение активности галлия после типичных сценариев облучения

полей, приемлемых для НЗТ, и при условии циркуляции рабочего тела мишени, полная активность галлия (для типичных сценариев облучения и количества сеансов) спадает до уровня природного фона за время, не превышающее 4 сут (рис. 1). Таким образом, использование фотоядерных процессов, инициируемых электронным пучком в комбинированной W+Ga-мишени, позволяет достаточно просто получить высокоинтенсивный нейтронный источник (~10¹⁴ н/с) без применения делящихся материалов, обладающий важным экологическим свойством – отсутствием долгосрочной радиоактивности рабочего тела, что существенно расширяет его применимость.

Технология вывода пучка

Блок вывода пучка (БВ) функционально состоит из коллимационной системы (КС) и локальной защиты от излучений (ЛЗ). Коллимационная система состоит из собственно коллиматора (КЛ) (материал КЛ – рассеиватель, обычно Рb или Вi), формирователя спектра ФС и фильтров (гамма-фильтр (ГФ) – тяжёлый материал; фильтр тепловых нейтронов (ТНФ) – обычно кадмий, карбид бора). Формирователь спектра – замедлитель с особенностями в сечениях взаимодействия, которые обеспечивают требуемый для процедуры, например, НЗТ, спектральный состав нейтронов. В реальной кон-

струкции элементы БВ сочетают различные функции, например, ФС является отчасти ЛЗ и наоборот.

Блок вывода (ср. [1, 2]) конструктивно представляет собой осесимметричную систему цилиндрических и конических слоев материалов защиты и коллимационной системы; аксиальное сечение блока показано на рис. 2. В целом БВ подобен блокам вывода пучков нейтронов различных установок для НЗТ (см., напр. [3–8]). Отличие в том, что в случае фото-нейтронов формирователем спектра служит тяжёлый материал (дифторид свинца РbF₂, плотность 8,37 г/см³, t_{пл} = 820 °С). При подавляющем доминировании фотонов в канале вывода (и по плотности, и по энергии) модератор, формирующий спектр НЗТ на выходе канала, должен иметь максимально возможную плотность для подавления гамма-излучения – но при сохранении необходимых свойств замедлителя. Единственно возможным материалом, в наибольшей степени сочетающим свойства собственно модератора и гамма-фильтра, в данном случае является дифторид свинца. Слой гидрида циркония, наряду с другими материалами, исполняет функцию защиты от излучений. Далее все приводимые результаты нормированы на средний ток электронов 4 мА при энергии электронов 35 МэВ.

Качество пучков для НЗТ

Поскольку большая часть доступных в литературе данных нормирована на конкретное содержание ¹⁰В здоровой ткани и опухоли, именно, на 18 ppm для здоровой ткани и 65 ppm для опухоли, во всех расчетах далее используются эти значения.

Для сопоставления с рассчитываемым пучком из мишени электронного ускорителя привлекаются характеристики нейтронных пучков существующих и проектируемого реакторов:

- «эталонный» для НЗТ пучок FCB¹ MIT (измерения, [9, 10]), в настоящее время выведен из эксплуатации;
- пучок эпитепловой колонны быстрого реактора TAPIRO ([11–15]), ориентированный на применение

¹ Compound Biological Effectiveness (CBE, [21], p. 34).

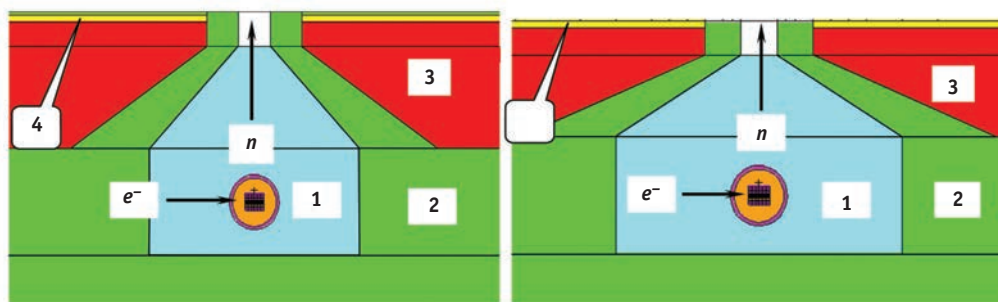


Рис. 2. Аксиальное сечение для двух версий модели БВ: слева – 1-я, базис (расстояние центр мишени – выход канала) 55 см; справа – 2-я, базис 46 см. Представлены фрагменты БВ с КС: канал, заполненный ФС (1, дифторид свинца РbF₂, выполняет также функцию ГФ); канал окружён КЛ (2, Рb, основная функция – замедление и канализация нейтронов). В КС гидрид циркония ZrH_{1,8} (3) несёт функцию ЛЗ, на выходе канала борированный полиэтилен (4) является ТНФ. Конфигурация 2-й версии обеспечивает максимальную плотность потока нейтронов на выходе заполненного канала (~ 2·10¹⁰ нейтр/см²с)

ние в НЗТ (расчёт, подтвержденный измерениями; пучок также выведен из эксплуатации);
 – пучок специализированного медицинского реактора МАРС (расчет, [16, 17]).

Характеристики пучков “in air”

Эти функционалы описывают поле излучений на выходе пучка без облучаемого фантома и упрощают задачу выбора оптимальных конфигурации и состава материалов блока вывода (без трудоёмких расчетов функционалов “in phantom”). Предполагается, что если характеристики пучка «в воздухе» удовлетворяют конкретным критериям, выработанным мировым сообществом, то следует ожидать, что и функционалы «в фантоме» также будут удовлетворять требованиям НЗТ.

Приведем общепринятые значения основных критериев “in air” (см., напр. [18–20]):

– плотность потока эпитепловых (0,4 эВ < E < 10 кэВ) нейтронов

$$\Phi_{epi} \geq 10^9 \text{ см}^{-2}\text{с}^{-1}; \tag{1}$$

– отношение мощности поглощенной дозы гамма-излучения к плотности потока эпитепловых нейтронов

$$D_\gamma / \Phi_{epi} < (2 \div 5) \times 10^{-11} \text{ сГр} \times \text{см}^2; \tag{2}$$

– отношение мощности поглощенной дозы быстрых (E > 10 кэВ) нейтронов к плотности потока эпитепловых нейтронов

$$D_{fast} / \Phi_{epi} < (2 \div 5) \times 10^{-11} \text{ сГр} \times \text{см}^2; \tag{3}$$

– отношение аксиального тока эпитепловых нейтронов к потоку

$$J_{epi} / \Phi_{epi} > 0,7. \tag{4}$$

Таблица 1

Плотность потока, спектральный состав и средняя энергия нейтронов на выходе проектируемого (МАРС) и существующего (ТАПИРО) реакторных пучков в сопоставлении с характеристиками пучков фотоядерных нейтронов

		Φ_{tot} см ⁻² с ⁻¹ , 10 ⁹	Φ_{epi}/Φ_{tot} %	Φ_{fast}/Φ_{tot} %	Φ_{therm}/Φ_{tot} %	E_{aver}^{Φ} , МэВ
Желательные для НЗТ значения		> 1	~100	→ 0	→ 0	–
FCB МИТ		4,2	?	?	?	?
МАРС		1,24	81,6	13,4	5,0	0,0337
ТАПИРО		1,07	73,6	6,5	20,0	0,00857
Фотоядерные пучки	1-я версия	8,26	83,2	16,7	0,11	0,0269
	2-я версия	18,5	74,9	25,1	0,014	0,0345

Таблица 2

НЗТ-характеристики на выходе реакторных и фотоядерных пучков: плотность потока эпитепловых нейтронов, «загрязнение» пучка γ -излучением и быстрыми нейтронами, направленность

		Φ_{epi} , см ⁻² с ⁻¹ , 10 ⁹	D_γ/Φ_{epi} , сГр·см ² , 10 ⁻¹¹	D_{fast}/Φ_{epi} , сГр·см ² , 10 ⁻¹¹	J_{epi}/Φ_{epi} (ток к потоку)
Желательные для НЗТ значения		≥ 1	< 2–5	< 2–5	$\geq 0,7$
FCB МИТ		?	1,3	4,3	0,8
МАРС		1,01	5,38	11,8	0,8
ТАПИРО		0,788	6,77	8,49	0,8
Фотоядерные пучки	1-я версия	6,87	0,907	10,3	0,8
	2-я версия	13,9	0,0407	15,9	0,8

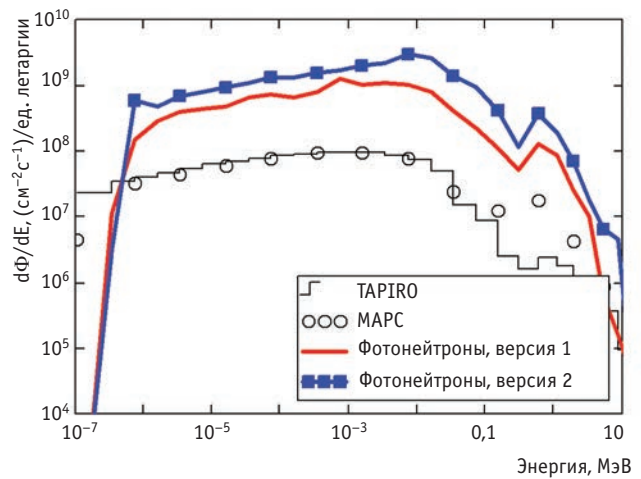


Рис. 3. Спектры нейтронов на выходе канала для НЗТ

Кроме того, для снижения «вредной» дозы на входе в ткань очевидно, что необходимыми является требования $\Phi_{epi} \rightarrow \Phi_{tot}$; $\Phi_{fast} \rightarrow 0$; $\Phi_{therm} \rightarrow 0$ (Φ_{therm} – плотность потока тепловых нейтронов).

В табл. 1 приведены основные значения критериев “in air” для сопоставляемых пучков. Для фотонейтронов представлены данные для двух близких вариантов блока вывода (см. рис. 2). В табл. 2 представлены собственно НЗТ-критерии. Из приведённых данных следует сделать вывод о том, что по характеристикам “in air” (или “free beam”) предлагаемые пучки фотонейтронов не уступают и даже отчасти превосходят реакторные пучки для НЗТ. Этот вывод подкрепляется рис. 3, на котором представлены спектральные характеристики нейтронов на выходе пучка.

Характеристики пучков “in phantom”

Из самых общих представлений о механизме НЗТ следует общее требование максимизировать дозу в

Таблица 3

Основные характеристики “in phantom” рассматриваемых пучков

		Мощность P, кВт	AD, см	AR	ADDR, сГр-экв/мин	P/Ф _{epi} ^{epi} , кВт/см ² с ⁻¹ , 10 ⁹
Реакторные нейтроны	FCB MIT	6000	9,7	5,0	172	2000
	TAPIRO	5	9,70	5,30	32,6	6,35
	МАРС	10	7,85	5,24	32,8	9,90
Фотонейтроны	Версия 1	140	9,87	5,42	270	12,1
	Версия 2	140	10,0	4,58	625	10,1

опухоли и при этом минимизировать дозу в здоровой ткани. Но этого требования явно недостаточно. Мировое сообщество выработало несколько связанных взаимодополняющих критериев, ранжировать которые по степени важности, вообще говоря, не представляется возможным. Традиционно основными считаются критерии, предложенные сотрудниками Массачусетского технологического института (MIT) около 40 лет назад [9, 10], дополненные позже мировым сообществом (см., напр., в [20]).

Итак, при НЗТ дозы в мишени и в ткани формируются следующим образом:

$$D_{tumor} = CBЭ_{B,tumor} \times D_{B,tumor} + ОБЭ_N \times D_N + ОБЭ_O \times D_O + ОБЭ_{fast} \times D_{fast} + ОБЭ_\gamma \times D_\gamma;$$

$$D_{tissue} = CBЭ_{B,tissue} \times D_{B,tissue} + ОБЭ_N \times D_N + ОБЭ_O \times D_O + ОБЭ_{fast} \times D_{fast} + ОБЭ_\gamma \times D_\gamma; \tag{5}$$

где

- ОБЭ – относительная биологическая эффективность излучений, CBЭ – составная (сочетанная) биологическая эффективность² реакции ¹⁰B(n, α)⁷Li, а D – мощность поглощенной дозы;
- D_{B,tumor}, D_{B,tissue} – мощность поглощенной дозы в результате реакции ¹⁰B(n, α)⁷Li в опухоли и ткани соответственно;
- D_N – компонента, обусловленная взаимодействиями нейтронов с ядрами азота;
- D_O – компонента, определяемая реакциями на изотопах кислорода;
- D_{fast} – компонента, обусловленная замедлением нейтронов на ядрах водорода;
- D_γ – мощность поглощенной дозы, формируемая гамма-квантами пучка, а также вторичными гамма-квантами, сопровождающими перенос нейтронов в ткани.

Сотрудниками MIT было предложено три основных критерия качества пучка:

1. Предельная глубина «выигрыша» AD³ – глубина x в ткани, на которой доза в опухоли становится равной максимальной дозе в ткани:

$$D_{tumor}(x) = D_{tissue}^{max} \tag{6}$$

Эта величина характеризует проникающую способность нейтронов пучка.

2. «Выигрыш» AR (Advantage Ratio) – отношение одномерных интегралов по глубине ткани, обычно по оси пучка:

$$AR = \frac{\int_0^{AD} D_{tumor}(x) dx}{\int_0^{AD} D_{tissue}(x) dx} \tag{7}$$

Этот критерий характеризует пучок с точки зрения интеграла «повреждающей» дозы на здоровую ткань: чем больше величина AR, тем, при прочих равных, получит меньшую дозу здоровая ткань. Интегрирование выполняется по наиболее важному направлению, совпадающему с осью пучка.

3. Мощность дозы в опухоли на предельной глубине «выигрыша» ADDR⁴

$$ADDR = D_{tumor}(AD) \tag{8}$$

Это «клинический» критерий, определяющий продолжительность необходимой экспозиции. Чем больше ADDR, тем, при прочих равных, меньше это время. Для пучка FCB MIT эта величина, благодаря конвертеру тепловых нейтронов, достаточно велика: D_{tumor}(AD) = 126 ÷ 172 сГр-экв./мин, в зависимости от мощности реактора и содержания бора.

Но на практике дело не ограничивается этими критериями. Важным и повсеместно используемым критерием является еще один.

4. Терапевтическое отношение TR⁵ (см., напр., в [20]) – отношение «полезной» дозы в опухоли на глубине x к максимальной «вредной» дозе в ткани на оси пучка:

$$TR(x) = \frac{D_{tumor}(x)}{D_{tissue}^{max}} \tag{9}$$

где дозы в опухоли (D_{tumor}) и в ткани (D_{tissue}) определяются в соответствии с (5). Это очевидная характеристика того, в какой степени пучок является эпитепловым.

В табл. 3 приведены значения основных критериев “in phantom” для сопоставляемых пучков, а на рис. 4 представлено терапевтическое отношение. В табл. 3 приведена также «цена» эпитеплового нейтрона в киловаттах мощности установки. По отношению к этому параметру представленные «генераторы» нейтронов группируются следующим образом:

² Compound Biological Effectiveness (CBE, [21], p. 34).

³ Advantage Depth

⁴ Advantage Depth Dose Rate

⁵ Therapeutic Ratio

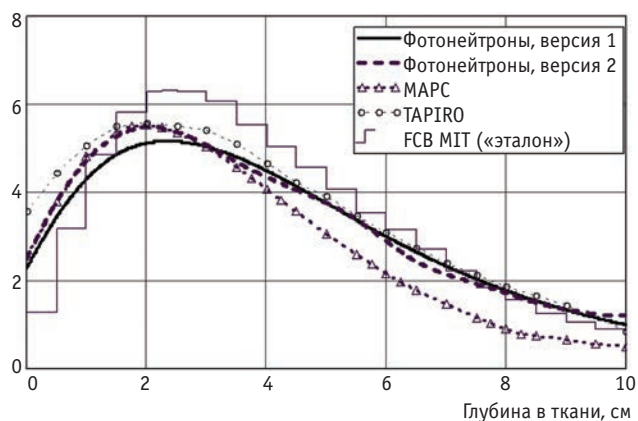


Рис. 4. Терапевтическое отношение для рассматриваемых пучков

- неспециализированные исследовательские реакторы типа реактора MIT, для которых «цена» эпитеплового нейтрона максимальна (несмотря на наличие в данном случае «промежуточного усилителя» – конвертера тепловых нейтронов);
- специализированные/высокопоточные реакторы с малой базой «источник – позиция пациента» MAPC и TAPIRO с минимальной «ценой» нейтрона;
- фотонейтроны из мишени мощного ускорителя электронов, «цена» нейтрона на которых приближается к таковой на специализированных реакторах.

Если же расширить понятие «цены» нейтрона, генерируемого каким-либо устройством, включив затраты на сооружение генератора и его эксплуатацию, а также безопасность в целом сооружения и последствия возможной аварии, то преимущества описываемого генератора фотонейтронов становятся бесспорными.

Проблема теплосъёма

Двухступенчатая схема генерации фотонейтронов обуславливает необходимость организации отво-

да большой тепловой мощности: в данном случае при мощности пучка 140 кВт непосредственно в мишени выделяется ~50–60 % тепла. Поскольку окружение мишени – материал достаточно большой плотности, большая часть выносимой излучением (в основном, γ -излучением) энергии из мишени выделяется в её ближней окрестности. В этом специфика системы вывода фотонейтронов в отличие от реакторных систем: в традиционных схемах вывода реакторных нейтронных пучков (канал протяжённостью 2,5–5 м и более) источник энергии – активная зона и её ближайшая окрестность – достаточно удалён от выхода пучка, и проблема теплосъёма не возникает при организации собственно блока вывода пучка.

Отметим особенности реальных реакторных систем для НЗТ. Рассматривались два «эталонных» для НЗТ пучка – Брукхэйвского медицинского реактора BMRR [22] и реактора Массачусетского технологического института (FCB MIT, Fission Converter Beam in Massachusetts Institute of Technology) [10, 23, 24]. Оба пучка для увеличения потоков эпитепловых нейтронов были оборудованы в 1996–2003 гг. конвертерами тепловых нейтронов мощностью 72 и 85–250 кВт соответственно, что сближает эти установки с условиями на источнике фотонейтронов, но незначительно – конвертеры расположены на большем удалении от позиции пациента.

Поисковые исследования конфигурации оптимальной W+Ga-мишени, в которых энерговыделение рассчитывалось с помощью кодов MCNP [25, 26], а теплогидравлика – с помощью STAR-CD® [27], позволили сформировать модель, обеспечивающую максимальный выход нейтронов при приемлемых термогидравлических характеристиках (рис. 5). Ввод пучка электронов для выбранной конфигурации мишени осуществляется по её оси, точка ввода находится на глубине 2 см от её основания. Теплоноситель

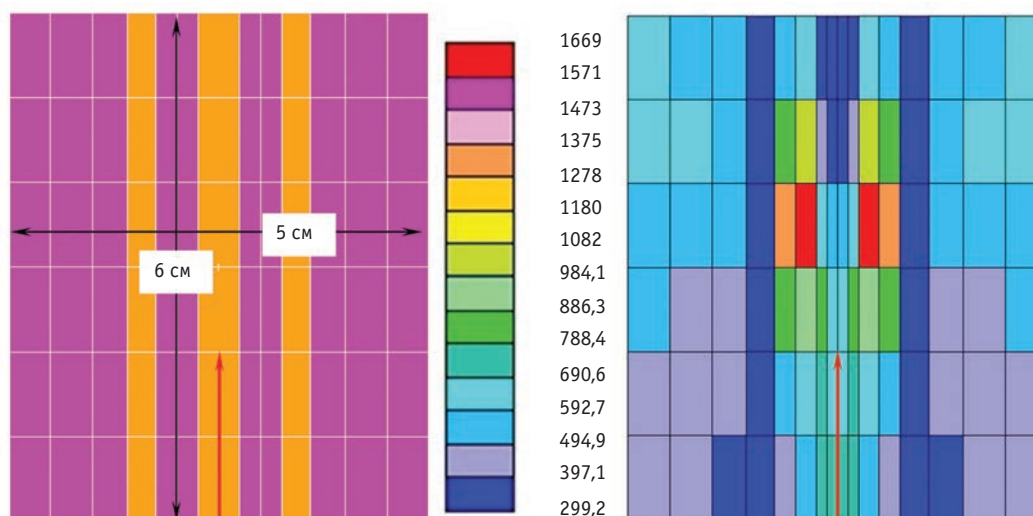


Рис. 5. Аксиальные сечения двух цилиндрических осесимметричных моделей мишени: слева – для расчета энерговыделения (код MCNP); справа – для расчета температуры (код STAR-CD®), со шкалой температуры (градусы К). Красной стрелкой показана точка ввода электронов, температурные данные соответствуют скорости теплоносителя 2 м/с

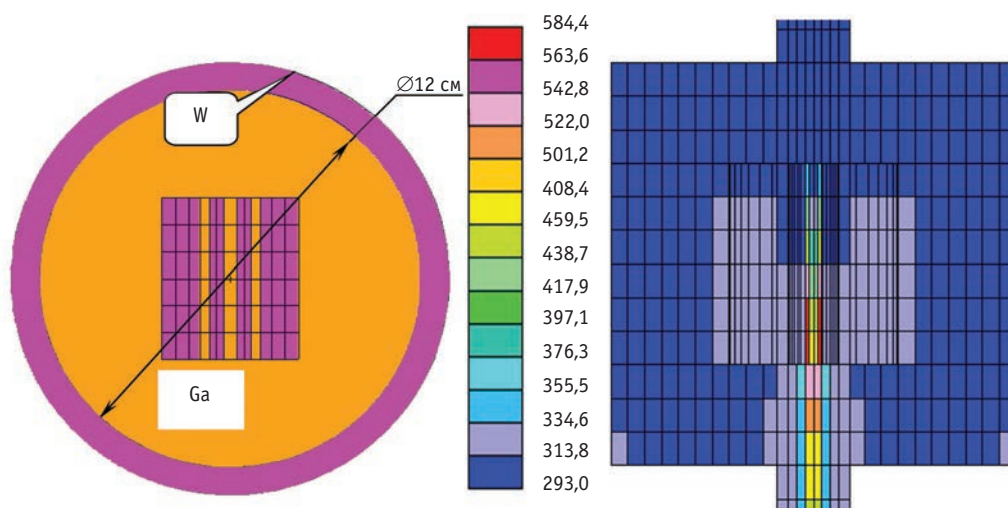


Рис. 6. Модели «усиленной» мишени: слева для расчета энерговыделения, справа – поля температуры. Скорость теплоносителя ~ 2 м/с, максимальная температура 310 °С

при нормальных условиях поступает сверху в центральный (диаметр 0,50 см) и кольцевой каналы (зазор $\Delta = 0,34$ см, $r_1 = 0,75$ см, $r_2 = 1,09$ см, см. рис. 5). Укажем два режима теплосъема, которые можно считать приемлемыми.

1. Скорость теплоносителя в обоих каналах одинакова и равна 2 м/с. Максимальная температура галлия при этой скорости 535 °С, вольфрама ~1400 °С.

2. Если увеличить скорость теплоносителя вдвое (до 4 м/с), он нагреется до 290 °С, а максимальная температура мишени уменьшится на 100 градусов.

Действительный режим теплосъема должен быть выбран с учётом коррозионной стойкости и других требований сооружения мишени и её эксплуатации. Цель приводимых расчётов – показать принципиальную возможность съёма тепла при генерации нейтронов комбинированной мишенью. Выход нейтронов для оптимальной W+Ga-мишени составляет $1,6 \times 10^{14} \text{ c}^{-1}$, фотонов – $3,3 \times 10^{16} \text{ c}^{-1}$ для принятой нормировки пучка. Увеличить выход нейтронов, подавить γ -излучение и улучшить теплогидравлику возможно, поместив мишень в сферу из вольфрама (толщина стенки 1 см), заполненную галлием (рис. 6). Для мишени на рис. 6, в частности, результирующий ток нейтронов с поверхности цилиндра составляет $2,3 \times 10^{14} \text{ c}^{-1}$, фотонов – $3,7 \times 10^{16} \text{ c}^{-1}$, а с поверхности сферы – $2,1 \times 10^{14} \text{ c}^{-1}$ и фотонов – $0,90 \times 10^{16} \text{ c}^{-1}$: при потере 10 % нейтронов при переходе от поверхности цилиндра к поверхности сферы выход γ -излучения уменьшен в 4 раза. На рис. 6 показаны расчётные модели «усиленной» мишени с улучшенной теплогидравликой (при скорости 2 м/с максимальная температура теплоносителя снижена до 310 °С).

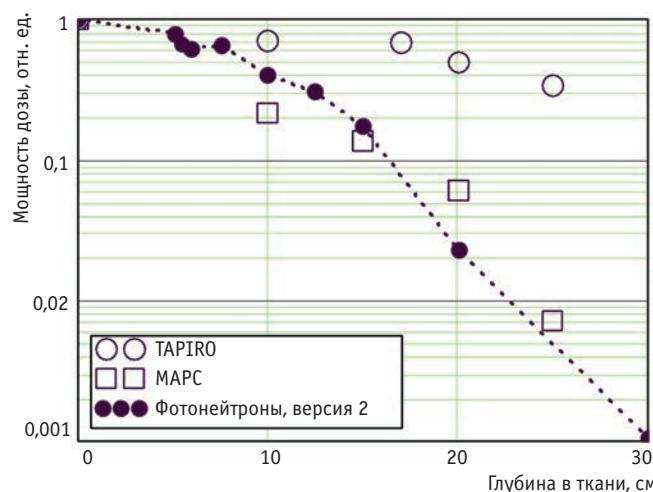


Рис. 7. Радиальное ослабление дозы на выходе пучков

Радиальный градиент на выходе (защита пациента)

Радиальный градиент дозы на выходе пучка определяет дополнительное («вредное») облучение пациента, дозные поля в операционном помещении и необходимые средства защиты. На рис. 7 представлено радиальное распределение полной (нейтроны+гамма) дозы на выходе реакторных пучков (МАРС и ТАПИРО) и пучка фотонейтронов в относительных единицах: каждый график нормирован на максимальное значение своей дозы на оси пучка. Из представленных данных видно, что блок вывода фотонейтронов обеспечивает практически ту же степень радиального ослабления, что и блок вывода пучка медицинского реактора МАРС и гораздо в большей степени ослабляет гамма-излучение, чем защита реактора ТАПИРО.

Выводы

В результате выполненной работы по расчётной оптимизации мишени мощного ускорителя электронов и блока вывода пучка фотонейтронов:

- получена оптимальная конфигурация комбинированной W+Ga-мишени, а также оптимальная конфигурация и состав блока вывода фотонейтронов;
- показано, что для комбинированной мишени возможна организация съёма радиационного энерговыделения жидким галлием при допустимых скорости и расходе теплоносителя, а также допустимых рабочих температурах как теплоносителя галлия, так и собственно вольфрамовой мишени;
- выполненная оптимизация мишени и блока вывода пучка позволила при применении доступных ускорителей электронов без потери качества НЗТ-пучка увеличить плотность потока эпитепловых («терапевтических») нейтронов в позиции пациента примерно в 15 – 40 раз относительно существующих и проектируемых реакторных пучков для НЗТ;
- при значениях НЗТ-критериев пучка (как “in air”, так и “in phantom”), практически не уступающих таковым для специализированных реакторных пучков, применение мощного ускорителя электронов для генерации фотонейтронов позволяет многократно сократить продолжительность экспозиции больного при нейтронной терапии.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Кураченко Ю.А., Вознесенский Н.К., Говердовский А.А., Рачков В.И. Новый интенсивный источник нейтронов для медицинских приложений // *Мед. физика*. 2012. № 2. С. 29–38.
2. Кураченко Ю.А. Фотонейтроны для нейтронозахватной терапии // *Изв. вузов. Ядерн. энергетика*. 2014. № 4. С. 41–51.
3. Zamenhof R.G., Murray B.W., Brownell G.L. et al. Boron neutron capture therapy for the treatment of cerebral gliomas. 1: Theoretical Evaluation of the Efficacy of Various Neutron Beams // *Med. Phys.* 1975. Vol. 2. P. 47–60.
4. Blue T.E., Yanch J.C. Accelerator-based epithermal neutron sources for boron neutron capture therapy of brain tumors // *J. Neurooncol.* 2003. Vol. 62. P. 19–31.
5. Zhou Y., Gao Z., Li Y., Guo C., Liu X. Design and construction of the in-hospital neutron irradiator-1(HNI) // In: *Advances in Neutron Capture Therapy 2006. Proc. 12th Intl. Cong Neutron Capture Therapy*. Oct 9–13. Eds. Nakagawa Y., Kobayashi T., Fukuda H. Takamatsu. Japan. 2006. P. 557–560.
6. Nigg D.W. Neutron sources and applications in radiotherapy – A brief history and current trends // In: *Advances in Neutron Capture Therapy 2006. Proc. 12th Intl. Cong Neutron Capture Therapy*. Oct 9–13. Eds. Nakagawa Y., Kobayashi T., Fukuda H. Takamatsu. Japan. 2006. P. 623–626.
7. Кураченко Ю.А. Оптимизация блока вывода реакторного пучка для лучевой терапии // *Изв. вузов. Ядерн. энергетика*. 2008. № 1. С. 129–138.
8. Tanaka H., Sakurai Y., Suzuki M. et al. Experimental verification of beam characteristics for cyclotron-based epithermal neutron source (C-BENS) // *Appl. Radiat. Isot.* 2011. Vol. 69. P. 1642–1645.
9. The Basics of Boron Neutron Capture Therapy. <http://web.mit.edu/nrl/www/bnct/facilities/facilities.html>
10. MIT BNCT Facilities. Fission Converter Beam (FCB). http://web.mit.edu/nrl/www/bnct/facilities/MIT_BNCT_Facilities.htm
11. Reattore TAPIRO: ENEA Internal Document, DISP/TAP/85-1, 1985 // In: *Design of neutron beams for boron neutron capture therapy in a fast reactor. Current status of neutron capture therapy*. IAEA-TECDOC-1223, 2001.
12. Rosi G. et al. Role of the TAPIRO fast research reactor in neutron capture therapy in Italy. Calculations and measurements. IAEA-CN-100/97. // In: *Research Reactor Utilization, Safety, Decommissioning, Fuel and Waste Management. Proc. Internat. Conf.* 10–14 November 2003 Santiago, Chile. P. 325–338.
13. Carta M., Palomba M. TRIGA RC-1 and TAPIRO ENEA Research Reactors. https://www.iaea.org/OurWork/ST/NE/NEFW/Technical-Areas/RRS/documents/TM_Innovation/Cartha_ENEA.pdf.
14. General information and technical data of TAPIRO research reactor. <http://www.enea.it/en/research-development/documents/nuclear-fission/tapiro-eng-pdf>.
15. Nuclear Research Reactor: TAPIRO. http://old.enea.it/com/ingl/New_ingl/research/energy/nucleare_fission/pdf/TAPIRO-ENG.pdf.
16. Кураченко Ю.А., Казанский Ю.А., Левченко А.В., Матусевич Е.С. Вывод нейтронных пучков и защита медицинского реактора МАРС // *Изв. вузов. Ядерн. энергетика*. 2006. № 4. С. 36–48.
17. Кураченко Ю.А., Моисеенко Д.Н. МАРС и TAPIRO: реакторы малой мощности для нейтронозахватной терапии // *Изв. вузов. Ядерн. энергетика*. 2010. № 1. С. 153–163.
18. Кураченко Ю.А., Казанский Ю.А., Матусевич Е.С. Критерии качества нейтронных пучков для лучевой терапии // *Изв. вузов. Ядерн. энергетика*. 2008. № 1. С. 139–149.
19. Кураченко Ю.А. Реакторные пучки для лучевой терапии: критерии качества и расчетные технологии // *Мед. физика*. 2008. № 2 (38). С. 20–28.
20. Кураченко Ю.А. Реакторные пучки для лучевой терапии. Расчетные модели и вычислительные технологии. Монография. – Saarbrücken, Deutschland. Palmarium Academic Publishing, OmniScriptum GmbH&Co. RG. 2013. 372 pp.
21. Burn K.W. et al. Final design and construction issues of the TAPIRO epithermal column, Report at ICNCT-XII, Oct. 9–13, 2006. [http://icnct-12.umin.jp/beams for boron neutron capture therapy in a fast reactor/Current status of neutron capture therapy. IAEA-TECDOC-1223, 2001.](http://icnct-12.umin.jp/beams%20for%20boron%20neutron%20capture%20therapy%20in%20a%20fast%20reactor/Current%20status%20of%20neutron%20capture%20therapy.%20IAEA-TECDOC-1223,%202001)
22. Liu Hungyuan B., Brugger R.M., Rorer D.C. Upgrades of the epithermal neutron beam at the Brookhaven Medical Research Reactor BNL-63411. http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/28/014/28014354.pdf
23. Riley K.J., Binns P.J., Harling O.K. Performance characteristics of the MIT fission converter based epithermal neutron beam // *Phys. Med. Biol.* 2003. Vol. 48. P. 943–958.
24. Harling O.K., Riley K.J., Newton T.H. et al. The new fission converter based epithermal neutron irradiation facility at MIT // *Nuclear Reactor Laboratory. MIT*. http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/36/026/36026570.pdf
25. MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code. Version 5. Vol. I: Overview and Theory. Authors: X-5 Monte Carlo Team. LA-UR-03-1987. April 24. 2003.
26. Pelowitz D.B. MCNPX user's manual. Version 2.4.0 – LA-CP-07-1473.
27. STAR-CD®. CD-adapco Engineering Simulation Software – CAE and CFD Software.