

ФОТОНЕЙТРОНЫ ДЛЯ НЕЙТРОНОЗАХВАТНОЙ ТЕРАПИИ

Ю.А. Кураченко

ФГУП «ГНЦ РФ-ФЭИ» им. А.И. Лейпунского.

249033, Обнинск, Калужская обл., пл. Бондаренко, 1



Статья является расширенным переводом сообщения на международной конференции RuPAC 2014 (Обнинск [1]). Проанализированы возможности организации нейтронозахватной терапии (НЗТ) на базе мощного ускорителя электронов средних энергий с энергией электронов 35 МэВ и средним током 4 мА. Подобные ускорители существуют и доступны на международном рынке. Материалом мишени выбран галлий, поскольку его наведенная активность спадает довольно быстро, выход нейтронов достаточен для организации НЗТ, а для характерного режима использования пучка спад активности материала мишени до фоновых значений происходит через четверо суток после выключения. Этот металл обладает необходимыми термогидравлическими характеристиками как теплоноситель – низкой температурой плавления и широким диапазоном температур жидкого состояния. Разработаны, исследованы и обоснованы расчетные модели генерации нейтронов, транспорта излучений в блоке вывода пучка и оптимизации характеристик пучка для НЗТ. Созданы расчетные технологии на базе транспортных кодов семейства MCNP, основанных на методе Монте-Карло. Для формирования требуемого спектра нейтронов и подавления мощного гамма-излучения мишени исследован ряд материалов и выбран оптимальный из них по совокупности характеристик (дифторид свинца). Показано, что по общепринятым характеристикам «in air» и «in phantom» сформированный пучок вполне соответствует требованиям НЗТ и в целом превосходит существующие и проектируемые реакторные пучки для радикальной нейтронозахватной терапии. Сопоставление выполнялось по «эталонному» для НЗТ пучку FCB Массачусетского технологического института (MIT, США), пучку эпитепловой колонны реактора TAPIRO (Италия) и пучку проектируемого специализированного реактора MAPC (Россия).

Ключевые слова: нейтронозахватная терапия, электронный ускоритель, фотонейтроны, галлий, активация мишени, защита пациента, превосходные характеристики пучка, современные медицинские технологии.

ВВЕДЕНИЕ

Основные принципы использования фотоядерных нейтронов, полученных на электронных ускорителях для производства радиоизотопов и медицины, изложены в [2]. В данной работе рассматривается проблема формирования нейтронного пучка ускорителя для нейтронозахватной терапии (НЗТ). Такой пучок должен иметь вполне определенные характеристики, соответствующие критериям «in air» и «in phantom», принятым мировым сообществом в результате многолетних исследований (описание и анализ этих критериев см., например, в [3 – 8]). Эти критерии предписывают

© Ю.А. Кураченко, 2014

значения интенсивности пучка, его спектральные характеристики, угловое распределение, степень «загрязнения» быстрыми нейтронами и гамма-излучением («in air»), а также специфические характеристики поля излучения в ткани («in phantom»). Блок вывода пучка должен быть организован таким образом, чтобы минимизировать дозовые нагрузки на персонал и излишнее облучение пациента. С другой стороны, расширение практики нейтронной терапии, возрастание ее доступности населению тесно связаны с вопросами обеспечения ядерной и радиационной безопасности функционирования необходимых нейтронных источников, в качестве которых традиционно используются ядерные реакторы деления. Поиск альтернативных подходов к генерации нейтронных полей требуемых параметров является актуальной проблемой, особенно в контексте практической реализуемости, экономической и экологической приемлемости.

Одним из перспективных подходов является получение нейтронов в реакциях, индуцированных ускоренными частицами низких и средних энергий. Первичный фундаментальный параметр источника (плотность потока нейтронов на поверхности операционного поля $\Phi_{epi} \approx \Phi_{tot} \geq 10^9$ нейтрон·см⁻²·с⁻¹) определяет нижнюю границу мощности ускорителя, зависящую также от типа ядерной реакции. В этом отношении отметим, что технологии ускорения электронов достигли значительного прогресса. Большие токи пучков миллиамперного диапазона, долговременная стабильность, компактные конфигурации делают электронные ускорители инструментом для генерации интенсивных нейтронных полей. При этом требования к мишенным устройствам оказываются весьма высокими. Это связано с высокой плотностью энерговыделения в мишени, достигающей сотен киловатт. Поэтому в качестве мишенных материалов разумно рассматривать жидкие металлы, наиболее приемлемым из которых является природный галлий.

ФОТОНЕЙТРОННЫЙ ИСТОЧНИК ДЛЯ НЗТ

При взаимодействии ускоренных электронов с массивной мишенью галлия основным каналом потери энергии является тормозное излучение. При энергиях электронов выше 15 МэВ тормозные гамма-кванты, поглощаясь ядрами галлия, испускают нейтроны в реакциях $Ga(\gamma, n)$ в области так называемого 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 ($t_{пл} = 29.8$ °C) плотностью 5.904 г/см³ в твердом состоянии и 6.095 г/см³ в жидком состоянии. Отличительная особенность галлия – большой температурный интервал жидкого состояния (2200 °C) [9, 10]. Это гарантирует возможность ввода в мишенный блок пучка практически любой мощности (> 100 кВт) без значимых усилий по обеспечению скорости течения жидкого металла. Полный выход первичных нейтронов с поверхности галлиевой мишени, как показывают расчеты, составляет около 10^{14} нейтрон/с на 100 кВт пучка. Подобные интенсивности нейтронов вполне реально получить, используя коммерчески доступные линейные ускорители электронов с энергией 20 – 50 МэВ.

Активация природного галлия происходит за счет фотореакций и реакций под действием собственных нейтронов. Основные процессы $^{69,71}Ga(\gamma, n)^{68,70}Ga$, $^{69,71}Ga(n, 2n)^{68,70}Ga$, $^{69,71}Ga(n, \gamma)^{70,72}Ga$ приводят к короткоживущим продуктам ^{68}Ga ($T_{1/2} = 68.3$ мин), ^{70}Ga ($T_{1/2} = 21.2$ мин) и ^{72}Ga ($T_{1/2} = 14.1$ час). Как показывают расчеты, при генерации нейтронных полей, приемлемых для НЗТ, и при условии циркуляции рабочего тела мишени полная активность галлия спадает до уровня природного фона за время, не превышающее четырех суток. Таким образом, использование фотоядерных процессов, инициируемых электронным пучком в жидкометалли-

ческой галлиевой мишени, позволяет достаточно просто без применения делящихся материалов получить высокоинтенсивный нейтронный источник ($\sim 10^{14}$ нейтрон/с), обладающий важным экологическим свойством – отсутствием долгосрочной активности рабочего тела, что существенно расширяет область его применимости.

РАСЧЕТНЫЕ МОДЕЛИ

Ввод пучка электронов. Выбор конфигурации ввода пучка в мишень осуществлялся из двух вариантов: а) ось ввода пучка электронов совпадает с осью канала вывода нейтронов; б) ось ввода перпендикулярна оси вывода, причем обе оси лежат в одной плоскости. Для расчетов использовалась простая сферическая модель мишени, радиус которой выбирался из условия максимального выхода нейтронов с ее поверхности. Этот радиус для данных материала мишени и энергии электронов 35 МэВ оказался равным 11 см для сценария, при котором пучок электронов вводится в центр сферической мишени. Все расчеты выполнены с помощью программ семейства MCNP, реализующих метод Монте-Карло. Оказалось, что «боковой» ввод пучка электронов предпочтительнее – в этом случае преимущественная генерация фотонов происходит в направлении, перпендикулярном выходу пучка нейтронов.

Простая модель мишени позволяет осуществлять комбинированный расчет транспорта излучений: первый этап – расчет характеристик нейтронов и фотонов на поверхности мишени и формирование соответствующего поверхностного источника; второй этап – транспорт излучений от сформированного источника через блок вывода и защиту в фантом и операционное помещение. Комбинированный подход неизбежен по причине чрезвычайно высокой трудоемкости «сквозного» расчета от ввода электронов до результирующих функционалов поля излучения.

Блок формирования пучка нейтронов. Для оптимизации блока вывода нейтронов пришлось сделать дальнейшее упрощение модели источника: было предположено, что электроны не вводятся боковым пучком, а изотропно излучаются в центре сферической мишени. Данное упрощение не отменяет сказанное о «боковом» вводе иницирующего пучка: оно необходимо только для начального этапа оптимизации характеристик блока вывода нейтронов; окончательные варианты блока вывода будут определяться в расчетах с боковым вводом. При использовании модели с излучением электронов в центре мишени, естественно, утрачивается информация о преимущественном распространении излучения в переднее (относительно направления пучка электронов) полупространство. Но поскольку основные нейтронные функционалы на выходе пучка формируются многократным рассеянием в формирователе спектра, эти функционалы достаточно слабо зависят от углового распределения нейтронов источника. Что касается фотонного излучения, то благодаря удачному сочетанию свойств дифторида свинца (и формирование спектра нейтронов нужной формы, и подавление гамма-излучения) на выходе пучка вклад фотонов, обусловленный источником, намного меньше вклада вторичного гамма-излучения, образованного при транспорте нейтронов (примерно в 10^5 – 10^6 раз).

Как показали расчеты по программе MCNPX [11], погрешность, вносимая заменой точечного источника поверхностным в плотность полного потока нейтронов и фотонов на выходе не превышает 10%. Эта оценка была выполнена на конечной стадии расчетов для окончательного варианта блока вывода. Были также сопоставлены спектральные распределения нейтронов и фотонов на выходе пучка. Как и следовало ожидать, они оказались близки для двух расчетных технологий, поскольку формируются в большей степени материалами блока вывода, а не характером спектрального распределения собственно источника.

Переход к упрощенной модели источника позволил выполнить оптимизацию

блока вывода с использованием более эффективной в данном случае программы MCNP5 [12], а также рассчитать характеристики поля излучения в фантоме и в операционном помещении. Задачи транспорта излучений решались без его генерации, что было сделано на этапе подготовки источника. Отметим, что модель мишени испускает с поверхности при среднем токе 4 мА $\sim 3.3 \cdot 10^{16}$ фотон/с (средняя энергия фотонов ~ 2.22 МэВ) и $1.2 \cdot 10^{14}$ нейтрон/с (средняя энергия нейтронов ~ 1.22 МэВ).

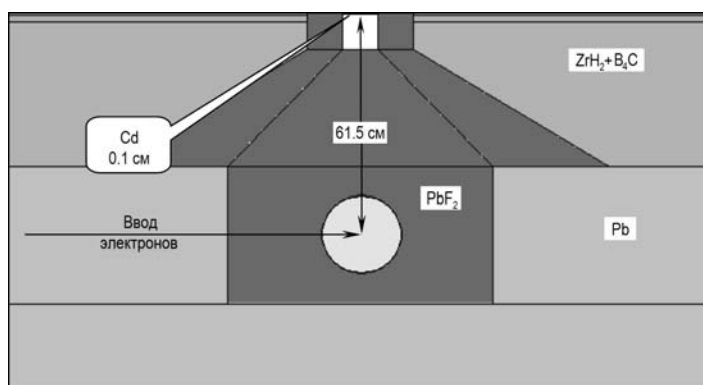


Рис. 1. Аксиальное сечение осесимметричной расчетной модели (получено визуализатором программы MCNP)

На рисунке 1 представлено аксиальное сечение блока вывода пучка нейтронов для НЗТ, который получен в расчетах посредством вариантного подбора материалов и конфигурации слоев. Блок представляет собой осесимметричную композицию, составленную из цилиндрических и конических слоев преимущественно тяжелых материалов, содержащих основным компонентом свинец. В этом блоке в качестве замедлителя, «сдвигающего» спектр нейтронов, и конического коллиматора используется PbF_2 . Этот материал помимо формирования спектра нейтронов эффективно подавляет «вредное» с точки зрения НЗТ фотонное излучение. Для того чтобы убрать из пучка ненужные для НЗТ тепловые нейтроны, на выходе пучка помещена пластинка кадмия толщиной 1 мм.

КАЧЕСТВО ПУЧКОВ ДЛЯ НЗТ

Поскольку бо́льшая часть доступных в литературе данных нормирована на конкретное содержание ^{10}B в здоровой ткани и опухоли, а именно, на 18 ppm для здоровой ткани и 65 ppm для опухоли, во всех расчетах далее используются эти значения.

Для сопоставления с рассчитываемым пучком нейтронов из мишени электронного ускорителя привлекаются характеристики

- «эталонного» для НЗТ пучка FCB (Fission Converter Based) MIT (измерения [13, 14]), в настоящее время выведен из эксплуатации;
- пучка эпитепловой колонны реактора TAPIRO [8, 15–18], ориентированного на применение в НЗТ (расчет, подтвержденный измерениями; пучок также выведен из эксплуатации);
- пучка специализированного медицинского реактора MAPC (расчет [2, 4 – 6, 8, 18, 19]).

Далее предлагаемая система генерации нейтронов, организации вывода пучка и связанные с этим расчетные данные будут именоваться для краткости аббревиатурой **eGa** (electron+Gallium).

«In air»-характеристики пучков. Эти функционалы описывают поле излучений на выходе пучка без облучаемого фантома и упрощают задачу выбора

оптимальных конфигурации и состава материалов блока вывода (без трудоемких 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. [3 – 8]):

– плотность потока эпитепловых ($0.4 \text{ эВ} < E < 10 \text{ кэВ}$) нейтронов

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

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

$$D_g / \Phi_{epi} < (2 - 5) \cdot 10^{-11} \text{ сГр} \cdot \text{см}^2; \quad (2)$$

– отношение мощности поглощенной дозы быстрых ($E > 10 \text{ кэВ}$) нейтронов к плотности потока эпитепловых нейтронов

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

– отношение аксиального тока эпитепловых нейтронов к потоку

$$J_{epi} / \Phi_{epi} > 0.7. \quad (4)$$

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

Таблица 1

Основные «in air»-характеристики рассматриваемых пучков

	$\Phi_{tot} / \Phi_{epi},$ $\text{см}^{-2} \text{с}^{-1} \times 10^9$	«Загрязнение» пучка				J_{epi} / Φ_{epi}	Средняя энергия, МэВ
		$\Phi_{fast} / \Phi_{tot},$ % $\times 100$	$\Phi_{th} / \Phi_{tot},$ % $\times 100$	$D_g / \Phi_{epi},$ $\text{сГр} \cdot \text{см}^2 \times 10^{-11}$	$D_{fast} / \Phi_{epi},$ $\text{сГр} \cdot \text{см}^2 \times 10^{-11}$		
Желательные для НЗТ	≥ 1	$\rightarrow 0$	$\rightarrow 0$	$< (2 - 5)$	$< (2 - 5)$	≥ 0.7	
FCB MIT	4.2/?			1.3	4.3	0.84	
TAPIRO	1.1/0.80	6	20	6.74	4.25	0.81	0.0087
MARS	1.5/1.0	13	6	6.14	11.8	0.75	0.036
eGa, вар. 1	2.9/2.7	6.5	0.27	0.542	3.42	0.78	0.013
eGa, вар. 2	5.3/4.1	13	11	1.31	8.98	0.77	0.025

В таблице 1 приведены значения критериев «in air» для сопоставляемых пучков. Для **eGa** представлены данные в двух близких вариантах блока вывода (более «жесткий» вариант 1 и менее «жесткий» – вариант 2). Эти варианты незначительно различаются по конфигурации материалов.

Из представленных данных следует сделать вывод о том, что по характеристикам «in air» («free beam») пучок установки **eGa** в совокупности не уступает реакторным пучкам и даже превосходит их для НЗТ. Рисунок 2, на котором показаны спектральные характеристики нейтронов на выходе пучка, подкрепляет этот вывод.

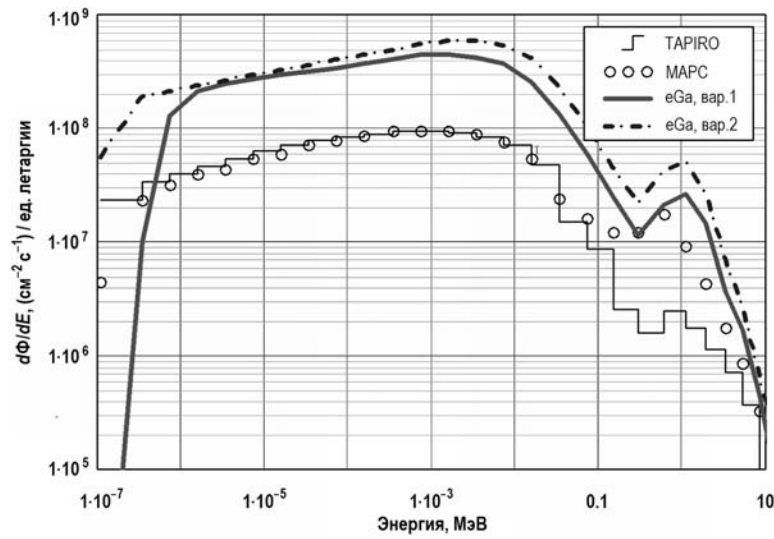


Рис. 2. Спектральные распределения нейтронов на выходе пучков

«IN PHANTOM»-ХАРАКТЕРИСТИКИ ПУЧКОВ

Из самых общих представлений о механизме НЗТ следует требование максимизировать дозу в опухоли и при этом минимизировать дозу в здоровой ткани. Но это требование совершенно недостаточно для формирования единственного критерия. Мировое сообщество выработало несколько связанных взаимодополняющих критериев, ранжировать которые по степени важности, вообще говоря, не представляется возможным. Традиционно основными считаются критерии, предложенные сотрудниками MIT около 40 лет назад [13, 14] и дополненные позже другими исследователями [3–8].

При НЗТ дозы в опухоли (мишени) и в ткани формируются следующим образом:

$$D_{tumor} = СБЭ_{B, tumor} \cdot D_{B, tumor} + 0БЭ_N \cdot D_N + 0БЭ_O \cdot D_O + 0БЭ_{fast} \cdot D_{fast} + 0БЭ_\gamma \cdot D_\gamma, \quad (5)$$

$$D_{tissue} = СБЭ_{B, tissue} \cdot D_{B, tissue} + 0БЭ_N \cdot D_N + 0БЭ_O \cdot D_O + 0БЭ_{fast} \cdot D_{fast} + 0БЭ_\gamma \cdot D_\gamma,$$

где 0БЭ – относительная биологическая эффективность излучений; СБЭ – составная биологическая эффективность (Compound Biological Effectiveness – CBE [21]) реакции $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$; D – мощность поглощенной дозы; $D_{B, tumor}$, $D_{B, tissue}$ – мощности поглощенной дозы в результате реакции $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ в опухоли и ткани соответственно; D_N – компонент, обусловленный взаимодействиями нейтронов с ядрами азота; D_O – компонент, определяемый реакциями на изотопах кислорода; D_{fast} – компонент, обусловленный 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» AD (Advantage Depth) – глубина x в ткани, на которой доза в опухоли становится равной максимальной дозе в ткани:

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

Эта величина характеризует проникающее качество нейтронов пучка.

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

$$AR = \int_0^{AD} D_{tumor}(x) dx / \int_0^{AD} D_{tissue}(x) dx. \quad (7)$$

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» $ADDR$ (Advantage Depth Dose Rate)

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

Это «клинический» критерий, определяющий время 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.

4. На практике дело не ограничивается этими критериями. Важным и используемым повсеместно критерием является терапевтическое отношение TR (Therapeutic Ratio – см., например, [20]) – отношение «полезной» дозы в опухоли на глубине x к максимальной «вредной» дозе в ткани на оси пучка:

$$TR(x) = D_{tumor}(x) / D_{tissue}^{max}, \quad (9)$$

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.

Значения критериев «in phantom» для сопоставляемых пучков приведены в табл. 2. Характеристики «in phantom» для пучков TAPIRO и MAPC получены нами ранее ([2 – 8, 18, 19]), причем для TAPIRO наши результаты вполне согласуются с данными других авторов.

Таблица 2

Основные «in phantom»-характеристики рассматриваемых пучков

	Мощность, кВт	Предельная глубина «выигрыша» $ADDR$, см	«Выигрыш» AR	Мощность дозы на глубине $ADDR$, сГр-экв/мин
FCB MIT	6000	9.7	5.0	172
TAPIRO	5	9.70	5.30	32.6
MARS	10	7.85	5.24	32.8
eGa, вар. 1	140	9.87	5.42	87.4

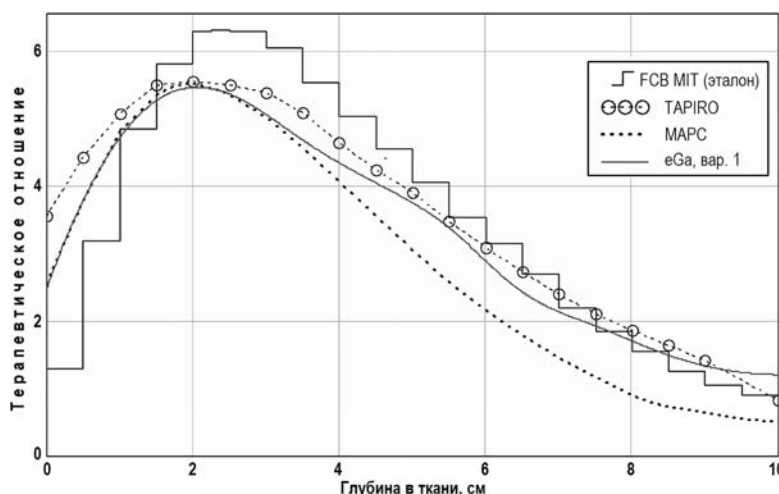


Рис. 3. Терапевтическое отношение для рассматриваемых пучков

Из представленных результатов следует сделать вывод о том, что и по характеристикам «in phantom» пучок установки **eGa** не уступает реакторным пучкам и даже

превосходит их для НЗТ. Сделанный вывод подкрепляет рис. 3, на котором представлено терапевтическое отношение (9) для рассматриваемых пучков.

ЗАЩИТА ПАЦИЕНТА

Немаловажной характеристикой установки для НЗТ является радиальный градиент дозы на выходе пучка («проблема полутени»). Эта характеристика определяет дополнительное облучение пациента, дозные поля в операционном помещении и необходимые средства защиты.

На рисунке 4 представлено радиальное распределение полной (нейтроны + фотоны) дозы на выходе пучка в относительных единицах: каждый график нормирован на максимальное значение своей дозы на оси пучка. Из этих данных видно, что блок вывода установки **eGa** обеспечивает (на расстоянии 50 см от оси пучка) в четыре раза меньшую относительную дозу, чем блок вывода пучка реактора МАРС, и в 500 раз меньшую дозу, чем блок вывода пучка реактора ТАПИРО. Отметим, что пучки всех установок ориентированы на радикальную НЗТ, т. е. на подведение больших доз к мишени. При этом проблема снижения дозы общего облучения является весьма существенной, и здесь преимущества **eGa** очевидны.

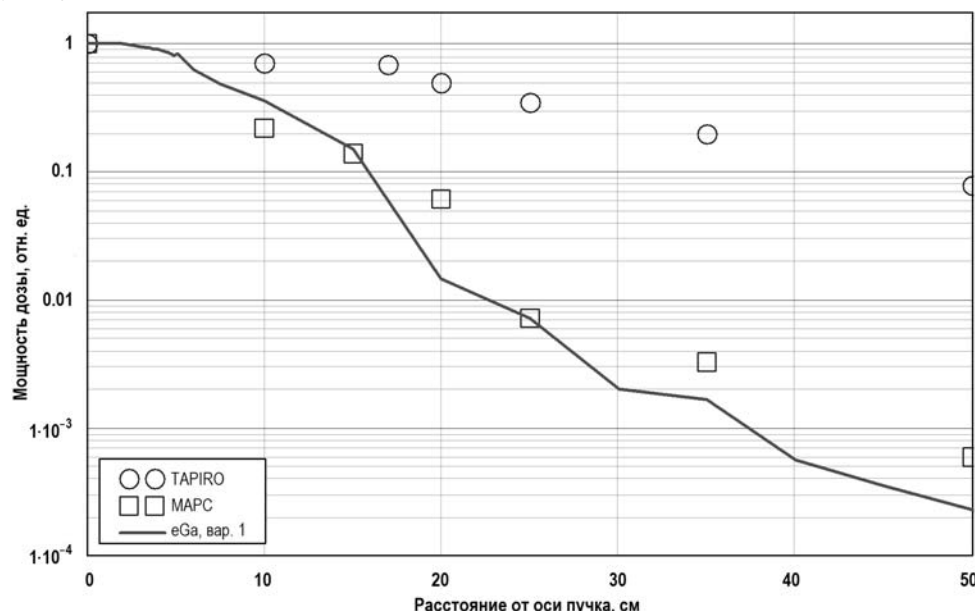


Рис. 4. Радиальное распределение дозы на выходе рассматриваемых пучков (данные для каждого пучка нормированы на собственный максимум на оси пучка)

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Результаты выполненных исследований позволяют сделать главный вывод – выбранные способы генерации фотонейтронов и формирования пучков для НЗТ обеспечивают терапевтические характеристики пучка нейтронов, в совокупности превосходящие характеристики существующих и проектируемых реакторных пучков. Данный вывод подвергает сомнению общепринятое мнение о том, что радикальная НЗТ возможна только с применением реакторных пучков.

Литература

1. RuPAC 2014: XXIV Russian Particle Accelerators Conference. OCTOBER 6 – 10, 2014, OBNINSK, RUSSIA / Available at <http://www.ippe.ru/ninf/konsem/RuPAC2014-Scientific-Program.pdf>.
2. Кураченко Ю.А., Говердовский А.А., Рачков В.И. Новый интенсивный источник нейтро-

- нов для медицинских приложений // Медицинская физика. – 2012. – №2. – С. 29 – 38.
3. Кураченко Ю.А., Казанский Ю.А., Матусевич Е.С. Критерии качества нейтронных пучков для лучевой терапии // Известия вузов. Ядерная энергетика. – 2008. – №1. – С. 139 – 149.
 4. Кураченко Ю.А. Реакторные пучки для лучевой терапии: критерии качества и расчетные технологии // Медицинская физика. – 2008. – №2 (38). – С.20-28.
 5. Кураченко Ю.А., Матусевич Е.С., Левченко А.В. Критерии качества реакторных пучков для нейтронозахватной терапии // Альманах клинической медицины. – Т. XVII. Часть 1. – М., 2008. – С. 329-333.
 6. Kurachenko Yu. A. et al. Beam's removing block for the MARS medical reactor, VI International Conference NUCLEAR AND RADIATION PHYSICS. – Almaty, Kazakhstan, 2007. Abstracts, p. 574.
 7. Kurachenko Yu. A. Neutron Therapy Beam's Performance Criteria, VII International Conference NUCLEAR AND RADIATION PHYSICS. – Almaty, Kazakhstan, 2009. Abstracts, PP. 268-269.
 8. Кураченко Ю.А. Реакторные пучки для лучевой терапии. Расчетные модели и вычислительные технологии. Монография. / Palmarium Academic Publishing, OmniScriptum GmbH&Co. RG, Saarbrücken, Deutschland (ISBN: 978-3-8473-9842-4) 2013. 372 p.
 9. Химия и технология редких и рассеянных элементов. Ч. I. / Под ред. чл.-корр. АН СССР К.А. Большакова. – М.: Высшая школа. – 1976. 368 с.
 10. Иванова Р.В. Химия и технология галлия. – М.: Металлургия. – 1973. – 392 с.
 11. Denise B Pelowitz, MCNPX USER'S MANUAL Version 2.4.0 - LA-CP-07-1473.
 12. MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5. Volume I: Overview and Theory. Authors: X-5 Monte Carlo Team //LA-UR-03-1987. April 24, 2003.
 13. The Basics of Boron Neutron Capture Therapy. Доступно по адресу <http://web.mit.edu/nrl/www/bnct/facilities/facilities.html>
 14. MIT BNCT Facilities. Fission Converter Beam (FCB). Доступно по адресу [http://web.mit.edu/nrl/www/bnct/facilities/MIT BNCT Facilities.htm](http://web.mit.edu/nrl/www/bnct/facilities/MIT%20BNCT%20Facilities.htm)
 15. Burn K.W. et al. Final Design and Construction Issues of the TAPIRO Epithermal Column, Report at ICNCT-XII, Oct. 9-13, 2006. ICNCT2006@antm.or.jp., <http://icnct-12.umin.jp/>
 16. 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.
 17. G. Rosi 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 Proceedings of an international conference 10–14 November 2003 Santiago, Chile. PP. 325-338.
 18. Кураченко Ю.А., Моисеенко Д.Н. МАРС и ТАПИРО: реакторы малой мощности для нейтронозахватной терапии // Известия вузов. Ядерная энергетика. – 2010. – №1. – С. 153 – 163.
 19. Кураченко Ю.А. Оптимизация блока вывода пучка медицинского реактора МАРС // Альманах клинической медицины. – Т. XVII. Часть 1. – М., 2008. – С. 334-337.
 20. Zamenhof R.G., Murray B.W., Brownell G.L., Wellum G.R., Tolpin E.I. Boron Neutron Capture Therapy for the Treatment of Cerebral Gliomas. 1: Theoretical Evaluation of the Efficacy of Various Neutron Beams, Med. Phys., 2: 47-60 (1975).

Поступила в редакцию 30.10.2014 г.

Автор

Кураченко Юрий Александрович, главный научный сотрудник, доктор физ.-мат. наук
E-mail: ykurachenko@mail.ru

UDC 615.849.1:536.2.023:519.688

PHOTONEUTRONS FOR NEUTRON CAPTURE THERAPY

Kurachenko Yu.A.

State Scientific Center of Russian Federation – Institute for Physics and Power Engineering. 1, Bondarenko sq., Obninsk, Kaluga reg., 249033 Russia

ABSTRACT

The paper is a summary of the presentation made at the RuPAC 2014 conference (Obninsk, Russia [1]). Possibilities of neutron capture therapy (NCT) based on a powerful medium-energy electron accelerator are analyzed. An accelerator with 35 MeV of electron energy and 4 mA of average beam current has been selected. Similar accelerators are available in the world market. Gallium is chosen as an accelerator target, because of its small induced activity which falls down quickly enough; herein the neutron yield is sufficient for NCT.

Thus, for characteristic irradiation at NCT, the target activity decay up to the background level will occur practically during four days. Besides, liquid gallium offers excellent thermohydraulic characteristics required for the coolant: a) low flowing temperature, and b) wide range of liquid-phase temperature. It means that radiation heat release in the target could be readily removed. Simulation techniques of neutron production, radiation transport in the beam removal block and beam optimization for the NCT are developed, investigated and proved. These techniques are based on the Monte Carlo transport codes of the MCNP family. A set of materials is investigated as the neutron moderators and gamma filters (to suppress high gamma radiation from a target), and the optimal one is chosen, namely, lead difluoride PbF₂. It is shown, that in terms of standard “in air” and “in phantom” characteristics the resulting neutron beam is in compliance with the NCT requirements and surpasses the existing reactor beams intended for radical neutron capture therapy and those under development. The following beams are taken for comparison: a beam of the FCB MIT (USA, now decommissioned), “reference” for NCT; an epithermal beam of the TAPIRO reactor (Italy, decommissioned as well); and a beam from the dedicated MARS reactor currently under development (Russia).

Key words: neutron capture therapy, electron accelerator, photoneutrons, gallium, target activation, protection of the patient, beam’s super characteristics, up-to-date medical technologies

REFERENCES

1. RuPAC 2014: XXIV Russian Particle Accelerators Conference. OCTOBER 6 – 10, 2014, OBNINSK, RUSSIA. Available at <http://www.ippe.ru/ninf/konsem/RuPAC2014-Scientific-Program.pdf>.
2. Kurachenko Yu.A., Goverdovsky A.A., Rachkov V.I. *Novyj intensivnyj istochnik nejtronov dlya medicinskih prilozhenij* [New intensive neutron source for medical application]. *Medicinskaya fizika*. 2012, no. 2 (38), pp. 29–38 (in Russian).
3. Kurachenko Yu.A., Kazanskij Yu.A., Matusevich Eu.S. *Kriterii kachestva nejtronnyh puchkov dlya luchevoj terapii* [Neutron beams’ quality criteria for radiation therapy]. *Izvestiya vuzov. Yadernaya energetika*. 2008, no. 1, pp. 139 – 149 (in Russian).
4. Kurachenko Yu.A. *Reaktornye puchki dlya luchevoj terapii: kriterii kachestva i raschyotnye tekhnologii* [Reactor beams for the radiation therapy: quality criteria and computation technologies]. *Medicinskaya fizika*. 2008, no. 2 (38), pp. 20–28 (in Russian).
5. Kurachenko Yu.A., Matusevich Eu.S., Levchenko A.V. *Kriterii kachestva nejtronnyh puchkov dlya nejtron-zahvatnoj terapii* [Neutron beams’ quality criteria for neutron capture therapy]. *Al'manah klinicheskoy mediciny*. 2008, volume XVII, part 1, pp. 329–333 (in Russian).
6. Kurachenko Yu.A., Kazansky Yu.A., Levchenko A.V., Matusevich Eu.S. Beam’s removing block for

the MARS medical reactor. Proc. VI International Conference NUCLEAR AND RADIATION PHYSICS ICNRP'07. Almaty, Kazakhstan. 2007. Abstracts, p. 574.

7. Kurachenko Yu. A. Neutron Therapy Beam's Performance Criteria. Proc. VII International Conference NUCLEAR AND RADIATION PHYSICS ICNRP'09. Almaty, Kazakhstan. 2009. Abstracts, pp. 268-269.

8. Kurachenko Yu. A. *Reaktornye puchki dlya luchевой terapii. Raschyotnye modeli i vychislitel'nye tekhnologii* [Reactor beams for radiation therapy. Calculation models and computation technologies]. Palmarium Academic Publishing, OmniScriptum GmbH & Co. KG, Saarbrücken, Deutschland. (ISBN: 978-3-8473-9842-4) 2013. 372 p. (in Russian).

9. *Khimiya i tekhnologiya redkih i rasseyannykh elementov* [Chemistry and technology of less-common and trace elements]. Ed. by K.A. Bol'shakov. Moscow, Vysshaya Shkola Publ. 1976. 368 p.

10. Ivanova R.V. *Khimiya i tekhnologiya galliya* [Chemistry and technology of Gallium]. Moscow, Metallurgiya Publ. 1973. 392 p.

11. Denise B Pelowitz, MCNPX USER'S MANUAL Version 2.4.0. LA-CP-07-1473.

12. MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5. Volume I: Overview and Theory. Authors: X-5 Monte Carlo Team. LA-UR-03-1987. April 24, 2003.

13. The Basics of Boron Neutron Capture Therapy. Available at <http://web.mit.edu/nrl/www/bnct/facilities/facilities.html>

14. MIT BNCT Facilities. Fission Converter Beam (FCB). Available at <http://web.mit.edu/nrl/www/bnct/facilities/MITBNCTFacilities.htm>

15. Burn K.W. et al. Final Design and Construction Issues of the TAPIRO Epithermal Column. Report at ICNCT-XII, Oct. 9-13, 2006. ICNCT2006@antm.or.jp., Available at <http://icnct-12.umin.jp/>

16. 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.

17. G. Rosi 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 Proceedings of an international conference 10–14 November 2003 Santiago, Chile. pp. 325-338.

18. Kurachenko Yu.A., Moiseenko D.N. MARS i TAPIRO: reaktory maloj moschnosti dlya nejtrono-zahvatnoj terapii [MARS & TAPIRO: small-capacity reactors for neutron capture therapy]. *Izvestiya vuzov. Yadernaya energetika*. 2010, no. 1, pp. 153 – 163 (in Russian).

19. Kurachenko Yu.A. *Optimizatsiya bloka vyvoda puchka medicinskogo reaktora MARS* [The MARS medical reactor beam's removal block optimization]. *Al'manah klinicheskoy mediciny*. 2008, v. XVII, part 1, pp. 334–337 (in Russian).

20. Zamenhof R.G., Murray B.W., Brownell G.L., Wellum G.R., Tolpin E.I. Boron Neutron Capture Therapy for the Treatment of Cerebral Gliomas. 1: Theoretical Evaluation of the Efficacy of Various Neutron Beams, *Med. Phys.*, v. 2, pp. 47-60, 1975.

Author

Kurachenko Yuriy Aleksandrovich, Chief Researcher, Dr. Sci. (Phys.-Mat.)

E-mail: ykurachenko@mail.ru