

## Оценка возможностей горизонтального экспериментального канала реактора МБИР для нейтронозахватной терапии

С.В. Кравец, Д.А. Клинов, Ю.А. Кураченко

АО «ГНЦ РФ – ФЭИ»,  
249033, г. Обнинск, Калужской обл., пл. Бондаренко, 1

**Реферат.** Представлены результаты определения возможности использования горизонтального экспериментального канала реактора МБИР для исследований нейтронозахватной терапии. Проведено расчетное обоснование конфигурации коллиматора для вывода пучка нейтронов с заданными свойствами. Особенности реактора дают основания для положительной оценки этой перспективы – прежде всего жесткий спектр и уникально высокая интенсивность пучков. Рассмотрены возможности канала № 5 как наиболее подходящего для нейтронозахватной терапии по совокупности характеристик. Для оценки основных функционалов нейтронозахватной терапии в расчетах был принят простейший осесимметричный коллиматор, конфигурация и материальный состав которого определяются опытом проведения расчетов. Для оценки возможностей нейтронного пучка канала № 5 реактора МБИР для нейтронозахватной терапии проведен анализ двух фундаментальных характеристик: дозы в мишени (мягкая ткань опухоли), содержащей 65 ррт  $^{10}\text{B}$ , и дозы в здоровой ткани с содержанием 18 ррт  $^{10}\text{B}$ . Распределение этих характеристик по глубине ткани позволяет сделать вывод об эффективности данной конфигурации вывода пучка. Полученные результаты спектрального распределения нейтронов на выходе канала № 5 и оценка дозовых характеристик в здоровой ткани и в опухоли подтверждают техническую возможность использования данного канала для нейтронозахватной терапии.

**Ключевые слова:** МБИР, нейтронозахватная терапия, горизонтальный экспериментальный канал, коллиматор, терапевтическая доза, толерантная доза, поток нейтронов.

**Для цитирования:** Кравец С.В., Клинов Д.А., Кураченко Ю.А. Оценка возможностей горизонтального экспериментального канала реактора МБИР для нейтронозахватной терапии. *Известия вузов. Ядерная энергетика.* 2025;1:152–163.  
DOI: <https://doi.org/10.26583/npe.2025.1.11>

## Введение

В рамках второго федерального проекта «Создание современной экспериментально-стендовой базы для разработки технологий двухкомпонентной атомной энергетики с замкнутым ядерным топливным циклом» комплексной программы РТТН, предназначенного для обеспечения опережающего развития отечественной атомной отрасли, Госкорпорация «Росатом» работает над сооружением многоцелевого исследовательского реактора на быстрых нейтронах (МБИР) [1].

Решение о сооружении исследовательской ядерной установки (ИЯУ) МБИР было принято в конце 2007 г. Реактор МБИР, строящийся на площадке АО «ГНЦ НИИАР» (Дмитровград, Ульяновская обл.), станет мощнейшим в мире исследовательским реактором на быстрых нейтронах, его тепловая мощность – 150 МВт. Это в 2,5 раза

Таблица 1

### Характеристика исследовательских реакторов на быстрых нейтронах

Параметр	FBTR (Индия)	VTR (США)	CEFR (Китай)	БОР-60 (Россия)	МБИР (Россия)
Статус	Эксплуатация на 50% проектной мощности	Предпроектная проработка	Условно эксплуатируется	Эксплуатируется	Сооружается
Топливо	Заявлено 65 сборок с МОХ-топливом	70%U–20%Pu–10%Zr	В текущий момент UO <sub>2</sub> 45%, переход на МОХ	UO <sub>2</sub> , Вибро-МОХ	Вибро-МОХ с содержанием Pu 38,8%
Год ввода в эксплуатацию	1985	2026	2010	1969	2028
Мощность (т) проектная/текущая, МВт	40/20.3	300/–	60/–	60/55	150/–
Плотность потока нейтронов (интегральная/быстрых), см <sup>-2</sup> с <sup>-1</sup>	3.15·10 <sup>15</sup> /– (на мощности 40 МВт)	– / 4.35·10 <sup>15</sup>	3.7·10 <sup>15</sup> / –	3.7·10 <sup>15</sup>	5.3·10 <sup>15</sup> /3.7·10 <sup>15</sup>
Время работы в году, час	1900 Проектная величина: 4200	Микрокампания 2400	–	5700	5700
Срок службы, лет	30	50	40	56	50

больше, чем мощность ныне действующего исследовательского быстрого реактора БОР-60, который АО «ГНЦ НИИАР» эксплуатирует с 1968 г.

В таблице 1 представлены технические характеристики исследовательских реакторов на быстрых нейтронах в сравнении с ИЯУ МБИР.

По сравнению с действующими в настоящее время исследовательскими реакторами на быстрых нейтронах ИЯУ МБИР обладает уникальными характеристиками.

Основным преимуществом ИЯУ МБИР является наличие большого количества экспериментальных объемов в активной зоне и отражателе реактора, которые позволяют проводить массовые реакторные испытания в интересах отечественных и зарубежных разработчиков ядерных систем.

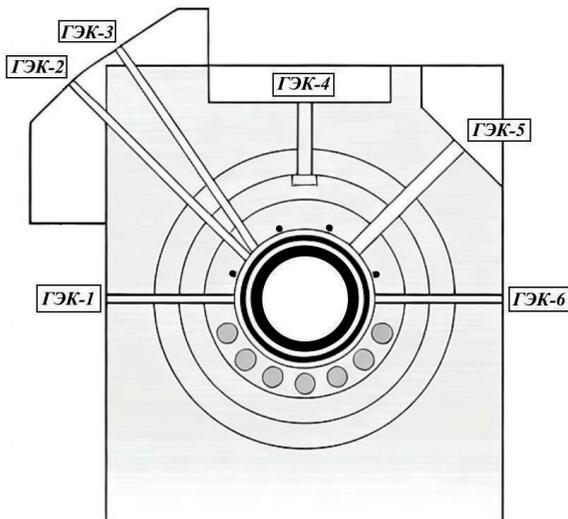


Рис. 1. Схема размещения ГЭК в ИЯУ МБИР

ИЯУ МБИР обладает также и закорпусными экспериментальными устройствами, представляющими собой вертикальные и горизонтальные экспериментальные каналы. В составе ИЯУ МБИР шесть горизонтальных (ГЭК) и семь вертикальных экспериментальных каналов. Помимо планируемого широкого спектра физических экспериментов возможно проведение медико-биологических экспериментов. На рисунке 1 представлена схема размещения горизонтальных экспериментальных каналов (ГЭК).

## Плотность потока нейтронов на выходе канала № 5

В ИЯУ МБИР спроектированы шесть горизонтальных экспериментальных каналов. ГЭК № 4 и № 5 возможно использовать в медико-биологических исследованиях; сравнительный анализ их характеристик показывает, что максимальная плотность потока нейтронов – в ГЭК № 5. Оценка возможностей ИЯУ МБИР для нейтронозахватной терапии [2] проводилась для данного ГЭК.

Расчет плотности интегрального потока при работе на номинальной мощности реактора на выходе канала с помощью сферических детекторов по программе MCNP5 [3] дает величину  $\sim 4,0 \cdot 10^{10}$  нейтр·см<sup>-2</sup>с<sup>-1</sup>, что определяет большие возможности модификации спектра в оконечном устройстве.

На рисунке 2 представлено радиальное сечение расчетной модели активной зоны реактора на середине высоты в плоскости расположения каналов (получено визуализатором входного файла программы MCNP5).

Коллиматор горизонтального канала № 5 представляет собой цилиндрические слои материалов защиты (гидрид циркония) и мягкой ткани (четырёхкомпонентная однородная биоткань) ICRP. В защите размещен коллиматор – усеченный конус из свинца, заполняемый модератором переменной толщины.

Наклонный канал № 5 имеет диаметр 30 см, уникальный для существующих и проектируемых нейтронных реакторных пучков. В работе предложена конкретная конфигурация оконечного устройства для вывода нейтронов; далее будем пользовать-

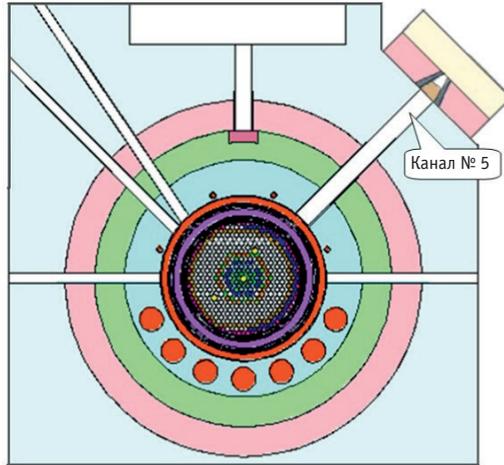


Рис. 2. Горизонтальное сечение активной зоны МБИР на середине высоты. Указано коллимирующее устройство для модификации спектра

ся устоявшимися терминами «коллиматор» (или «фильтр» в тех случаях, когда речь идет о спектральном распределении нейтронов (гамма-излучения). Выбор материала и конфигурации оконечного устройства определяются опытом многолетних расчетов характеристик пучков реакторов различных типов и назначения.

## Общие положения

Концепция нейтронозахватной терапии (НЗТ) была предложена G.L. Locher (Franklin Institute at Pennsylvania) в 1936 г. [2], вскоре после открытия нейтрона Д. Чедвиком и установления М. Голдфабером аномально большого сечения захвата у нуклида  $^{10}\text{B}$ . Физический принцип НЗТ прост и элегантен. Раствор, содержащий фармпрепарат со стабильным нуклидом  $^{10}\text{B}$ , вводится в кровь человека, и через некоторое время этот фармпрепарат сорбируется в клетках. Затем опухоль облучается потоком эпитепловых нейтронов. В результате захвата получившегося теплового нейтрона нуклидом  $^{10}\text{B}$  происходит ядерная реакция, и образуются высокоэнергетичные альфа-частица, ион  $^7\text{Li}$  и в 94% случаев гамма-квант.

### «In air»-характеристики

Для сопоставления качества нейтронных НЗТ-пучков выработаны критерии, которые могут быть условно разделены на первичные и вторичные. К первичным («In phantom») следует отнести те, которые определяются дозиметрическими величинами в облучаемой ткани. На практике большее распространение получили вторичные («In air») критерии, определяемые без облучаемого объекта:

- плотность потока эпитепловых нейтронов  $\Phi_{epi} \geq 1 \cdot 10^9$  нейтр·см $^{-2}$ с $^{-1}$ ;
- отношение мощности поглощенной дозы гамма-излучения к плотности потока эпитепловых нейтронов  $D_\gamma / \Phi_{epi} < (2 - 5) 10^{-11}$  сГр·см $^2$ ;
- отношение мощности поглощенной дозы быстрых ( $E > 10$  кэВ) нейтронов к плотности потока эпитепловых нейтронов  $D_{fast} / \Phi_{epi} < (2 - 5) 10^{-11}$  сГр·см $^2$ ;

- отношение аксиального тока эпитепловых нейтронов к потоку  $J_{epi}/\Phi_{epi} > 0.7$ .

### «In phantom»-характеристики

Из первичных критериев наиболее употребимы [4]

- предельная глубина «выигрыша» (*Advantage Depth, AD*) – глубина  $x$  в ткани, на которой доза в опухоли становится равной максимальной дозе в ткани:  $D_{tumor}(x) = D_{tissue}^{max}$ ;
- «выигрыш» (*Advantage Ratio, AR*) – одномерный интеграл по глубине органа, обычно по оси пучка

$$AR = \int_0^{AD} \frac{D_{tumor}(x)}{D_{tissue}(x)} dx; \tag{1}$$

- мощность дозы в опухоли на предельной глубине «выигрыша»  $ADDR = D_{tumor}(AD)$ .

### Традиционные требования к пучкам для НЗТ

Обычно требования формулируются для вторичных «in air»-характеристик как более доступных и легко определяемых. Предполагается, что плотность потока эпитепловых нейтронов на выходе пучка будет не менее  $1 \cdot 10^9$  нейтр.см<sup>-2</sup>с<sup>-1</sup> в течение сеанса облучения до 0.5–1.0 ч.

### Спектральные распределения нейтронов на выходе пучка

Оценка спектрального распределения на выходе пучка из оконечного устройства канала № 5 показывает, что это распределение по форме хорошо согласуется с распределениями нейтронов для пучков реакторов TAPIRO (итальянский малогабаритный реактор для исследований [5]) и MAPC (отечественный проект [6]), что показано на рис. 3.

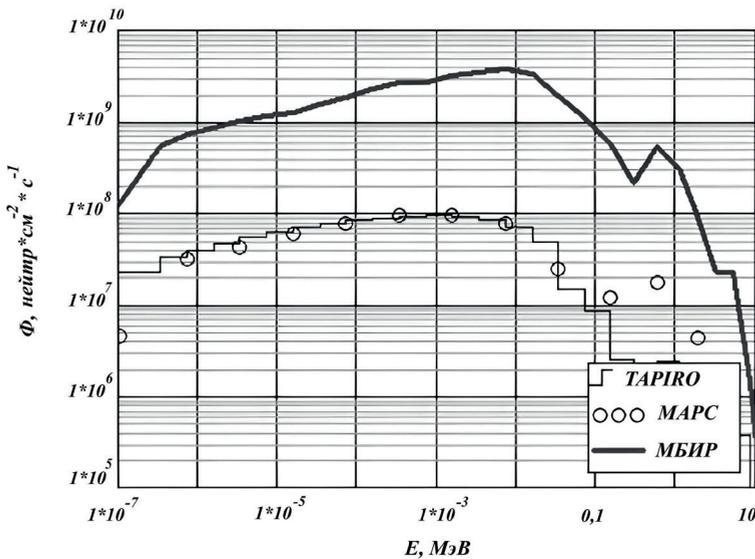


Рис. 3. Спектры нейтронов на выходе каналов реакторов для НЗТ (TAPIRO и MAPC) и на выходе канала № 5 МБИР:  $E$  – энергия нейтронов, МэВ;  $\Phi$  – плотность потока нейтронов, нейтр.см<sup>-2</sup>с<sup>-1</sup>

Таблица 2

## «In air»-характеристики реакторных пучков [4]

	Плотность потока нейтронов, (нейтр·см <sup>-2</sup> ·с <sup>-1</sup> )·10 <sup>9</sup>	Эпитепловых, %	Тепловых, %	Быстрых, %
Желательные значения для НЗТ	≥ 1	~ 100	→ 0	→ 0
TAPIRO	1.00	74	20	6
МАРС	0.87	81	6	13
канал № 5 МБИР	27.7	93	0.27	6.5

Таблица 3

## «In phantom»-характеристики реакторных пучков [4]

	AR	AD	ADDR
TAPIRO	5.30	9.70	32.60
МАРС	5.24	7.85	32.80
канал № 5 МБИР	5.42	<b>9.87</b>	190.00

## Новая парадигма нейтронозахватной терапии

Современные реальности и расчетные возможности, в т.ч. возможность исчерпывающе прецизионного моделирования как геометрии предметной области, так и совокупности физических процессов транспорта излучений (например, библиотек ядерных данных TENDL [7] и JEFF-3.3 [8]), а также опыт проведения соответствующих расчетов позволяют перейти к новой парадигме НЗТ. Традиционные требования сформулированы для возможностей существовавших в 50-х гг. XX в. двух тепловых реакторных пучков [9, 10] и предполагали длительные сеансы облучения, его фракционность и т.п. Новая парадигма опирается на интенсивные высокоэнергетические пучки. В данном случае достижимая доза в мишени будет определяться практически только резистентностью здоровой ткани, окружающей мишень, а также глубиной залегания мишени.

Для иллюстрации сказанного рассмотрим возможный сценарий облучения на нейтронном пучке канала № 5 МБИР. Эти результаты сопоставлены с результатами расчетов подобного сценария для двух пучков: реактора МАРС и TAPIRO.

Точечная мишень перемещается в однородном цилиндрическом фантоме вдоль его оси от основания фантома до глубины 10–12 см; оконечное устройство вывода пучков примыкает непосредственно к поверхности фантома и обеспечивает нормальное падение мононаправленного пучка с равномерным радиальным распределением нейтронов, спектр которых сформирован модератором оконечного устройства.

Доза в опухоли и ткани в задачах НЗТ формируется таким образом:

$$\begin{aligned}
 D_{tumor} &= СБЭ_{B,tumor} \cdot D_{B,tumor} + 0БЭ_N \cdot D_N + 0БЭ_0 \cdot D_0 + 0БЭ_{fast} \cdot D_{fast} + 0БЭ_\gamma \cdot D_\gamma, \\
 D_{tissue} &= СБЭ_{B,tissue} \cdot D_{B,tissue} + 0БЭ_N \cdot D_N + 0БЭ_0 \cdot D_0 + 0БЭ_{fast} \cdot D_{fast} + 0БЭ_\gamma \cdot D_\gamma.
 \end{aligned}
 \quad (2)$$

Здесь ОБЭ – относительная биологическая эффективность излучений, СБЭ – составная (сочетанная) биологическая эффективность [4] реакции  $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ , а  $D$  – поглощенная доза. Выражения (2) описывают основные компоненты дозы, формируемой выходящим пучком:

$D_{B,tumor}$ ,  $D_{B,tissue}$  – поглощенная доза в результате реакции  $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$  в опухоли и ткани соответственно;  $\text{СБЭ}_{tissue} = 1.3$ ,  $\text{СБЭ}_{tumor} = 3.8$ ;

$D_N$  – поглощенная доза в результате взаимодействия нейтронов с ядрами азота (главным образом в результате реакции  $^{14}\text{N}(n, p)^{14}\text{C}$ ),  $\text{ОБЭ}_N = 3.2$ ;

$D_O$  – поглощенная доза, обусловленная реакциями на изотопах кислорода (главным образом реакциями с выходом заряженных частиц),  $\text{ОБЭ}_O = 3.2$ ;

$D_{fast}$  – поглощенная доза, обусловленная замедлением нейтронов на ядрах водорода;  $\text{ОБЭ}_{fast}$ ;

$D_\gamma$  – поглощенная доза, формируемая гамма-квантами пучка, а также вторичными гамма-квантами, сопровождающими перенос нейтронов в ткани.

В данной работе для оценки возможностей нейтронных пучков реактора МБИР выполнены расчет и анализ двух составляющих дозы: дозы в мишени (мягкая ткань опухоли), содержащей 65 ppm  $^{10}\text{B}$ , и дозы в здоровой ткани с содержанием 18 ppm  $^{10}\text{B}$ . Содержание бора в опухоли и здоровой ткани унифицировано в сообществе расчетчиков и позволяет сопоставлять качество пучков для НЗТ. Распределение основных функционалов по глубине ткани позволяет сделать вывод об эффективности данной конфигурации вывода пучка.

Для оценки основных функционалов НЗТ в расчетах был принят простейший осесимметричный коллиматор, конфигурация и материальный состав которого определяются опытом расчетов [4]. Коллиматор (см. рис. 2), ось которого совпадает с осью пучка, образован усеченным конусом (воронка из свинца), большее основание конуса обращено к источнику нейтронов, т.е. к выходу канала. Диаметр большего основания равен радиусу канала вывода нейтронов и примыкает к нему вплотную. Конус заполняется замедлителем переменной толщины (материал Fluental™). Коллиматор погружен в цилиндрическую защиту (материал – гидрид циркония) и облучает цилиндрический же фантом (четырёхкомпонентная однородная биоткань ICRP) через меньшее основание. Диаметр меньшего основания конуса, примыкающего к фантому, фиксирован и равен 10 см.

Источник на входе в коллиматор формировался на основании расчетов спектрального распределения нейтронов на выходе каналов по прецизионной модели активной зоны МБИР (рис. 2) с использованием оценки «поток в сферическом детекторе» на выходе канала.

Задача в серии расчетов формулировалась следующим образом: выявить динамику основных величин для НЗТ (время набора фиксированной «терапевтической» дозы в мишени–опухоль и время набора предельной «толерантной» дозы в здоровой ткани при перемещении мишени по глубине фантома). Далее представлены результаты расчета при следующих величинах: «терапевтическая» доза  $D_{Adm} = 60$  Гр-экв, предельная «толерантная» доза в мягкой ткани  $D_{Tot} = 12.5$  Гр-экв, переменная глубина мишени в фантоме [0–12 см]. Подобные расчеты позволяют выбрать конфигурацию коллиматора и уточнить сценарий облучения.

Из данных рис. 4 следует, что экспозиция, необходимая для подведения дозы 60 Гр-экв пучком № 5 МБИР, многократно меньше экспозиции на пучках традиционной

## Оценка возможностей горизонтального экспериментального канала реактора МБИР для нейтронозахватной терапии

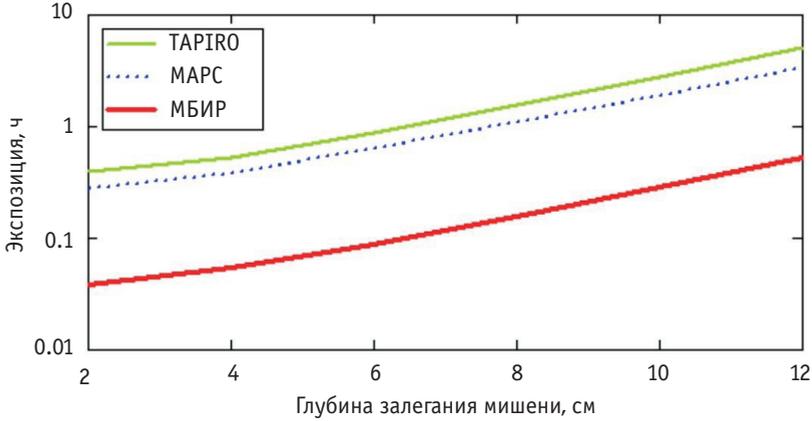


Рис. 4. Необходимое время для доставки дозы 60 Гр-экв

парадигмы НЗТ. Это более комфортные условия для пациента и персонала. Отметим, что конфигурация вывода пучка № 5 МБИР является удачной – доза 60 Гр-экв при любой локализации опухоли в пределах 0–12 см по глубине фантома (рис. 5); при этом переоблучения здоровой ткани не происходит; время набора толерантной дозы 12,5 Гр-экв превосходит время экспозиции для набора терапевтической дозы, т.е. в действительности ткань не переоблучается.

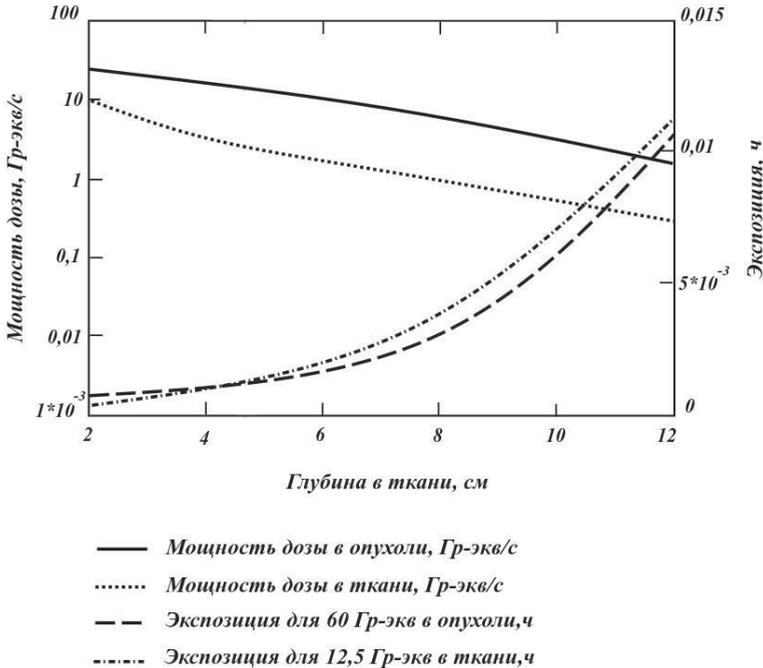


Рис. 5. Итоговая характеристика качества пучка № 5 МБИР для НЗТ

Предельная доза, которая может быть подведена к опухоли, определяется необходимостью обеспечить непревышение максимальной дозы облучения здоровой ткани (12,5 Гр-экв). При выбранном сценарии облучения максимальная доза в здоровой

ткани достигается на входе в фантом – это ~ 25 Гр-экв; облучение опухоли большей дозой приведет к переоблучению здоровой ткани на входе в фантом.

Итак, сформированный пучок нейтронов из канала № 5 позволяет при вполне приемлемой экспозиции (~ несколько минут) доставить значительную дозу в опухоль (десятки Гр-экв) на глубине до ~12 см, при этом окружающая мишень здоровая ткань не переоблучается.

## Заключение

Рассмотрена перспектива использования каналов вывода нейтронных пучков реактора МБИР в задачах нейтронозахватной терапии. Особенности реактора – прежде всего жесткий спектр и уникально высокая интенсивность пучков – дают основания для положительной оценки этой перспективы.

В работе рассмотрены возможности канала № 5 как наиболее подходящего для НЗТ по совокупности характеристик. Показано, что на выходе из канала плотность потока нейтронов равна  $\sim 4 \cdot 10^{10}$  нейтр·см<sup>-2</sup>·с<sup>-1</sup>. Оценка возможностей нейтронного пучка канала № 5 реактора МБИР для НЗТ проведена анализом двух фундаментальных характеристик: дозы в мишени (мягкая ткань опухоли), содержащей 65 ppm <sup>10</sup>B, и дозы в здоровой ткани с содержанием 18 ppm <sup>10</sup>B. Распределение этих функционалов по глубине ткани позволяет сделать вывод об эффективности данной конфигурации вывода пучка.

В результате работы получена оптимальная конфигурация коллиматора для вывода пучка нейтронов с заданными свойствами.

## Литература

1. Кравец С.В., Клинов Д.А., Кураченко Ю.А. Оценка возможностей горизонтальных пучков реактора МБИР для нейтронозахватной терапии. XVI Международная конференция «Безопасность АЭС и подготовка кадров», г. Обнинск, 26–27 октября 2023 г. Тезисы докладов. Обнинск, ИАТЭ НИЯУ МИФИ, 2023, с. 192–195. EDN: TNKHZD. URL: <https://elibrary.ru/item.asp?id=54784191&pf=1> (дата обращения: 22.03.2024).
2. Locher G. Biological Effects and Therapeutic Possibilities of Neutrons. *Am. J. Roentgenol Radium Ther.* 1936;36(1):1–13. URL: [https://ia904501.us.archive.org/30/items/sim\\_ajr-american-journal-of-roentgenology\\_1936-07\\_36\\_1\\_0/sim\\_ajr-american-journal-of-roentgenology\\_1936-07\\_36\\_1\\_0.pdf](https://ia904501.us.archive.org/30/items/sim_ajr-american-journal-of-roentgenology_1936-07_36_1_0/sim_ajr-american-journal-of-roentgenology_1936-07_36_1_0.pdf) (дата обращения: 22.03.2024).
3. MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5. Volume I: Overview and Theory. LA-UR-03-1987, 2003, 484 p.
4. Кураченко Ю.А. Реакторные пучки для лучевой терапии. Расчётные модели и вычислительные технологии. Palmarium Academic Publishing, OmniScriptum GmbH&Co. RG, Saarbrücken, Deutschland, 2013, 372 p. ISBN 978-3-8473-9842-4.
5. Agosteo S., Foglio Para A., Gambarini G., Burn K.W., Casalini L., Tinti R., Festinesi A., Rosi G., Nava E. Design of neutron beams for boron neutron capture therapy in a fast reactor. IAEA-TEC-DOC-1223 Current status of neutron capture therapy. IAEA, Vienna, 2001, p. 116–125. URL: [https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te\\_1223\\_prn.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te_1223_prn.pdf) (дата обращения: 22.03.2024).
6. Кураченко Ю.А., Ю.А. Казанский Ю.А., Левченко В.А., Матусевич Е.С. Вывод нейтронных пучков и защита медицинского реактора «МАРС». *Известия вузов. Ядерная энергетика.* 2006;4:36–48. URL: <https://static.nuclear-power-engineering.ru/journals/2006/04.pdf> (дата обращения: 22.03.2024).

7. Koning, A., Hilaire S., Goriely S. TALYS1.9, User Manual, Nuclear Research and Consultancy Group NRG – 2017. URL: <http://www.talys.eu/> (дата обращения: 22.03.2024).
8. NEA Data Bank GitLab platform. URL: <https://databank.io.oecd-nea.org/data/jeff/33/> (дата обращения: 22.03.2024).
9. Liu H.B., Brugger R.M., Rorer D.C. Upgrades of the Epithermal Neutron Beam at the Brookhaven Medical Research Reactor. *Cancer Neutron Capture Therapy*. 1996;343–348. DOI: [https://doi.org/10.1007/978-1-4757-9567-7\\_49](https://doi.org/10.1007/978-1-4757-9567-7_49)
10. Riley K.J., Binns P.J., Harling O.K. Performance characteristics of the MIT fission converter based epithermal neutron beam. *Phys. Med. Biol.* 2003;943–958. DOI: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/48/7/310>

Поступила в редакцию 18.10.2024

После доработки 31.01.2025

Принята к опубликованию 10.03.2025

### Авторы

Кравец Светлана Владимировна, специалист,

E-mail: [svkravets@ippe.ru](mailto:svkravets@ippe.ru)

Клинов Дмитрий Анатольевич, заместитель научного руководителя по перспективным тематикам, к.т.н.,

E-mail: [dklinov@ippe.ru](mailto:dklinov@ippe.ru)

Кураченко Юрий Александрович, ведущий специалист в области теории переноса излучений, д.ф.-м.н.,

E-mail: [yuakurachenko@ippe.ru](mailto:yuakurachenko@ippe.ru)

UDC 615.849.1:536.2.023:519.688

### Assessment of the Capabilities of the MBIR Reactor's Horizontal Experimental Channels for Neutron Therapy

**Kravets S.V., Klinov D.A., Kurachenko Yu.A.**

*IPPE JSC,*

*1 Bondarenko Sq., 249033 Obninsk, Kaluga reg., Russia*

### Abstract

The paper presents the results of determining the possibility of using the horizontal experimental channels of the MBIR reactor for neutron capture therapy studies. The collimator configuration for the neutron beam extraction with specified properties was justified computationally.

The peculiarities of the reactor give grounds for a positive assessment of this prospect, primarily the hard spectrum and the uniquely high intensity of the beams. The paper considers the capability of channel No. 5 as the most suitable for neutron capture therapy due to a combination of characteristics.

The simplest possible axisymmetric collimator was selected for the calculations to assess the key functionalities of neutron capture therapy. The configuration and material composition of the collimator are defined by the experience of calculations.

Two fundamental characteristics were analyzed to assess the capabilities of the neutron beam of MBIR's channel No. 5 for neutron capture therapy. These are the dose in the target (soft tumor tissue) containing 65 ppm of  $^{10}\text{B}$ , and the dose in healthy tissue containing

18 ppm of  $^{10}\text{B}$ . The task in the series of calculations was as follows: to determine the dynamics of the key values for neutron capture therapy with a variable thickness of the moderator in the collimator channel – the time for gaining a fixed “therapeutic” dose in the target (tumor) and the time for gaining the maximum “tolerance” dose in healthy tissue when the target moves along the depth of the phantom. The distribution of these characteristics through the depth of the tissue allows us to conclude that the beam extraction configuration under consideration is effective.

The obtained results of the spectral neutron distribution at the outlet of channel No. 5 and the estimated dose characteristics in healthy tissue and in the tumor confirm that it is technically possible to use this channel for neutron capture therapy.

**Keywords:** MBIR, neutron capture therapy, horizontal experimental channel, collimator, therapeutic dose, tolerance dose, neutron beam.

**For citation:** Kravets S.V., Klinov D.A., Kurachenko Yu.A. Assessment of the capabilities of the MBIR reactor's horizontal experimental channels for neutron therapy. *Izvestiya vuzov. Yadernaya Energetika*. 2025;1:152–163. DOI: <https://doi.org/10.26583/npe.2025.1.11> (in Russian).

## References

1. Kravets S.V., Klinov D.A., Kurachenko Yu.A. Evaluation of the capabilities of horizontal beams of the MBIR reactor for neutron capture therapy. *XVI International Conference “NPP Safety and Personnel Training”, Obninsk, Oct. 26–27, 2023. Abstracts of reports*. Obninsk, IATE MEFHI Publ., 2023, pp. 192–195. EDN: TNKHZD. URL: <https://elibrary.ru/item.asp?id=54784191&pf=1> (accessed Mar. 22, 2024) (in Russian).
2. Locher G. Biological Effects and Therapeutic Possibilities of Neutrons. *Am. J. Roentgenol Radium Ther.* 1936;36(1):1–13. URL: [https://ia904501.us.archive.org/30/items/sim\\_ajr-american-journal-of-roentgenology\\_1936-07\\_36\\_1\\_0/sim\\_ajr-american-journal-of-roentgenology\\_1936-07\\_36\\_1\\_0.pdf](https://ia904501.us.archive.org/30/items/sim_ajr-american-journal-of-roentgenology_1936-07_36_1_0/sim_ajr-american-journal-of-roentgenology_1936-07_36_1_0.pdf) (accessed Mar. 22, 2024).
3. MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5. Volume I: Overview and Theory. LA-UR-03-1987, 2003, 484 p.
4. Kurachenko Yu.A. Reactor beams for radiation therapy. Calculation models and computation technologies. Palmarium Academic Publishing, OmniScriptum GmbH&Co. RG, Saarbrücken, Deutschland, 2013, 372 p. ISBN: 978-3-8473-9842-4 (in Russian).
5. Agosteo S., Foglio Para A., Gambarini G., Burn K.W., Casalini L., Tinti R., Festinesi A., Rosi G., Nava E. Design of neutron beams for boron neutron capture therapy in a fast reactor. IAEA-TECDOC-1223 Current status of neutron capture therapy. IAEA, Vienna, 2001, p. 116–125. URL: [https://www-pub.iaea.org/MTC/Publications/PDF/te\\_1223\\_prn.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTC/Publications/PDF/te_1223_prn.pdf) (accessed Mar. 22, 2024).
6. Kurachenko Yu.A., Kazansky Yu.A., Levchenko A.V., Matushevich Eu.S. The neutron beams' removing and radiation shielding of the MARS medical reactor. *Izvestiya vuzov. Yadernaya energetika*. 2006;4:36–48. URL: <https://static.nuclear-power-engineering.ru/journals/2006/04.pdf> (accessed Mar. 22, 2024) (in Russian).
7. Koning, A., Hilaire S., Goriely S. TALYS1.9, User Manual, Nuclear Research and Consultancy Group NRG. 2017. URL: <http://www.talys.eu/> (accessed Mar. 22, 2024).
8. NEA Data Bank GitLab platform. URL: <https://databank.io.oecd-nea.org/data/jeff/33/> (accessed Mar. 22, 2024).
9. Liu H.B., Brugger R.M., Rorer D.C. Upgrades of the Epithermal Neutron Beam at the Brookhaven Medical Research Reactor. *Cancer Neutron Capture Therapy*. 1996;343–348. DOI: [https://doi.org/10.1007/978-1-4757-9567-7\\_49](https://doi.org/10.1007/978-1-4757-9567-7_49)

10. Riley K.J., Binns P.J., Harling O.K. Performance characteristics of the MIT fission converter based epithermal neutron beam. *Phys. Med. Biol.* 2003;943–958. DOI: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/48/7/310>

### Authors

Svetlana V. Kravets, Specialist,

E-mail: [svkravets@ippe.ru](mailto:svkravets@ippe.ru)

Dmitry A. Klinov, Deputy Scientific Advisor on Advanced Topics, Cand. Sci. (Engineering),

E-mail: [dklinov@ippe.ru](mailto:dklinov@ippe.ru)

Yurij A. Kurachenko, leading specialist in the field of radiation transfer theory, Dr. Sci. (Phys.-Math.),

E-mail: [yuakurachenko@ippe.ru](mailto:yukurachenko@ippe.ru)