

**ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ ЭКОЛОГИИ,
МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ**

УДК 621.384, 539.1.07, 539.1.03

**СИСТЕМА ФОРМИРОВАНИЯ ПУЧКА НЕЙТРОНОВ
ДЛЯ БОР-НЕЙТРОНОЗАХВАТНОЙ ТЕРАПИИ**

©2026 г. С. С. Савинов^{a,b}, В. С. Дегтярев^a, Т. В. Шейн^{a,b}, С. Ю. Таскаев^{a,b,*}

^a*Институт ядерной физики им. Г.И. Будкера Сибирского отделения
Российской академии наук*

Россия, 630090, Новосибирск, просп. Академика Лаврентьева, 11

^b*Новосибирский государственный университет
Россия, 630090, Новосибирск, ул. Пирогова, 1*

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

Поступила в редакцию 10.06.26

После доработки 11.08.26

Принята к публикации 24.08.26

Предложена система формирования пучка ускорительного источника нейтронов VITA для проведения клинических испытаний методики бор-нейтронозахватной терапии и последующего лечения онкологических больных. Показано, что разработанная система удовлетворяет требованиям, предъявляемым к терапевтическому пучку нейтронов, и по эффективности превосходит аналоги. Полученные экспериментальные данные свидетельствуют о том, что разработанную систему формирования пучка можно использовать для лечения больных.

Ключевые слова: бор-нейтронозахватная терапия, злокачественная опухоль, ускорительный источник нейтронов

1. ВВЕДЕНИЕ

Перспективной методикой лечения злокачественных опухолей считается бор-нейтронозахватная терапия (БНЗТ) [1, 2], обеспечивающая избирательное уничтожение клеток опухоли путем накопления в них бора и последующего облучения нейтронами. В результате поглощения нейтрона ядром бора происходит ядерная реакция с большим выделением энергии в клетке опухоли, что приводит к ее гибели. Для проведения терапии требуются интенсивные пучки нейтронов эпитеплового диапазона энергий. Поскольку энергия нейтронов, генерируемых в ядерных реакторах или ускорителях заряженных частиц, больше требуемой, для получения пучка эпитепловых нейтронов применяют систему формирования пучка, включающую в себя замедлитель, отражатель, поглотитель и фильтры.

В 2023 г. вышла в свет книга Международного агентства по атомной энергии, посвященная достижениям в нейтрон-захватной терапии [2]. В этой книге приведены рекомендации к терапевтическому пучку нейтронов для БНЗТ; они представлены в табл. 1.

Таблица 1. Эталонные коэффициенты качества пучка нейтронов

Параметр качества пучка	Значение
Поток эпитепловых нейтронов ^a , ϕ_{epi}	$\geq 5 \cdot 10^8 \text{ см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$
Отношение теплового потока к эпитепловому, $\phi_{\text{th}} / \phi_{\text{epi}}$	≤ 0.05
Направленность пучка ^b , J / ϕ_{epi}	≥ 0.7
Доза быстрых нейтронов на единицу эпитеплового потока, $D_f / \int \phi_{\text{epi}}(t) dt$	$\leq 7 \cdot 10^{-13} \text{ Гр} \cdot \text{см}^2$
Доза γ -излучения на единицу эпитеплового потока, $D_\gamma / \int \phi_{\text{epi}}(t) dt$	$\leq 2 \cdot 10^{-13} \text{ Гр} \cdot \text{см}^2$

^a Диапазон энергий от 0.5 эВ до 10 кэВ

^b Для лечения меланомы с использованием более термализованных пучков можно применять гораздо меньшие значения (например, 0.3)

Цель данной работы состояла в разработке СФП ускорительного источника нейтронов VITA, установленного в НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина Минздрава России для проведения клинических испытаний методики БНЗТ и последующего лечения онкологических больных.

2. УСКОРИТЕЛЬНЫЙ ИСТОЧНИК НЕЙТРОНОВ VITA

Ускорительный источник нейтронов VITA – это электрофизическая установка, включающая в себя электростатический тандемный ускоритель заряженных частиц оригинальной конструкции (ускоритель-тандем с вакуумной изоляцией) для получения стационарного моноэнергетического пучка протонов или дейтронов с энергией до 2.35 МэВ, током до 10 мА, литиевую мишень для генерации нейтронов и ряд систем формирования пучка нейтронов для получения пучка холодных, тепловых, эпитепловых или быстрых нейтронов [3].

Установка на площадке Института ядерной физики СО РАН используется для развития БНЗТ, включая разработку средств и методов дозиметрии и спектрометрии, тестирование новых препаратов адресной доставки бора, лечение домашних животных, а также для развития литий-нейтронозахватной терапии, для радиационного тестирования материалов и оборудования, для измерения сечения ядерных реакций и других приложений [4]. Установка VITA-IIa с пучком протонов энергией 2.35 МэВ и током 10 мА используется с 2022 г. в госпитале г. Сямынь (Китай) для проведения клинических испытаний, также в планах после получения лицензии в 2026 г. лечение онкологических больных. Установка VITA-IIb с пучком

протонов с энергией 2.3 МэВ и током 7 мА размещена в НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина Минздрава России для проведения клинических испытаний с 2027 г. и последующего лечения больных.

3. СИСТЕМА ФОРМИРОВАНИЯ ПУЧКА

Методом численного моделирования переноса нейтронов и γ -излучения определены оптимальный диапазон энергии нейтронов и протонов, а также размер и материал замедлителя и отражателя. Энергия протонов выбрана равной 2.3 МэВ, материал замедлителя – фторид магния, материалы отражателя – графит в передней полусфере и свинец в задней. С использованием малогабаритного детектора с парой литевых полистирольных сцинтилляторов, один из которых обогащен бором, и трех изготовленных систем формирования пучка нейтронов проведена верификация расчетов и показано хорошее соответствие расчетных данных измеренным. Подробное описание СФП, ее оптимизации и верификации приведено в работе [5].

При проектировании СФП сначала принимались во внимание только рекомендации МАГАТЭ (табл. 1). Вид изготовленной СФП представлен на рис. 1.

Рис. 1. Система формирования пучка нейтронов: 1 – литиевая мишень, 2 – шторки из борированного полиэтилена, 3 и 6 – отражатель из свинца, 4 – титановый каркас, 5 – отражатель из реакторного графита, 7 – лист из висмута, 8 – замедлитель из кристаллов фторида магния, 9 – фильтры

На площадке НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина Минздрава России комната, в которой будет находиться пациент во время облучения, отделена от зала, в котором размещен ускоритель, бетонной стеной толщиной 50 см. При возведении стены в ней был оставлен проем шириной и высотой 1 м. В этот проем вставлен и отцентрирован по оси тракта транспортировки пучка протонов титановый каркас 3 шириной и высотой 80 см. Полость между стеной и каркасом залита бетоном. Внутренность титанового каркаса заполнена материалами, выполняющими функции замедлителя, отражателя, поглотителя и фильтров.

Литиевая мишень 1 для генерации нейтронов вставлена со стороны ускорительного зала. Мишенный узел представляет собой алюминиевую трубу диаметром 100 мм, длиной 131 мм, на один торец которой установлен вакуумный шибер, а другой торец уплотнен медным диском диаметром 144 мм и толщиной 8 мм с каналами для охлаждения. Со стороны протонного пучка на медный диск термическим способом напыляется тонкий слой лития кристаллической плотности диаметром 94 мм и толщиной до 100 мкм. К обратной стороне медного диска прижимается плоский алюминиевый диск толщиной 16 мм с отверстием в центре для подачи охлаждающей воды и двумя отверстиями по периферии для отвода воды.

Вплотную к мишени в направлении пациента размещен замедлитель 8, изготовленный из кристаллов фторида магния в виде двух прямоугольных параллелепипедов: вблизи мишени толщиной 10 см со стороной 30 см, далее – толщиной 11 см со стороной 20 см. Пространство между замедлителем и титановым каркасом заполнено реакторным графитом 5 толщиной 20 см, затем листами свинца 6 толщиной 5 см с внутренним отверстием в виде квадрата со стороной 20 см, и далее внахлест на каркас и стену размещен лист висмута 7 толщиной 1 см со стороной 1 м и с отверстием диаметром 20 см. На лист висмута могут устанавливаться коллиматоры из фторопласта высотой 5 или 10 см, диаметром 10, 15 или 20 см. В полость между замедлителем и листом висмута размером $4 \times 10 \times 10 \text{ см}^3$ установлены фильтры 9: кадмиевая фольга (толщиной 0.2 мм), лист литиевого полиэтилена (5 мм) и лист висмута (5 мм).

В обратную сторону от плоскости мишени пространство между технологическим отверстием для установки литиевой мишени и титановым каркасом заполнено листами свинца 3. После установки литиевой мишени свободное пространство технологического отверстия закладывают фторопластом. На стену со стороны ускорительного зала дополнительно навешаны две раздвигающиеся шторки из борированного полиэтилена 2 толщиной 10 см размером $50 \times 100 \text{ см}^2$ каждая, охватывающие вакуумную трубу тракта транспортировки пучка протонов диаметром 10 см.

Для этой СФП рассчитаны коэффициенты качества пучка нейтронов; они приведены в табл. 2. Расчет параметров проведен для диска диаметром 10 см высотой 0.5 см, размещенного по оси вплотную к плоскости поверхности листа висмута.

Таблица 2. Коэффициенты качества пучка нейтронов СФП для пучка протонов с энергией 2.3 МэВ и током 7 мА

Параметр качества пучка	Значение
Поток тепловых нейтронов, ϕ_{epi}	$7.6 \cdot 10^8 \text{ см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$
Отношение теплового потока к эпитепловому, $\phi_{\text{th}} / \phi_{\text{epi}}$	0.028
Направленность пучка, J / ϕ_{epi}	—
Доза быстрых нейтронов на единицу тепловых потока, $D_f / \int \phi_{\text{epi}}(t) dt$	$6.3 \cdot 10^{-13} \text{ Гр} \cdot \text{см}^2$
Доза γ -излучения на единицу тепловых потока, $D_\gamma / \int \phi_{\text{epi}}(t) dt$	$2.0 \cdot 10^{-13} \text{ Гр} \cdot \text{см}^2$

Видно, что качество пучка нейтронов полностью соответствует рекомендациям МАГАТЭ, за исключением направленности пучка. Для нас была непонятна значимость этого критерия и, если в начале оптимизации СФП этот критерий рассчитывался и обычно составлял величину 0.65–0.67, что несколько меньше рекомендованного значения 0.7, то далее

он не рассчитывался. Мы полагали, что естественным образом получаемая направленность пучка нейтронов на ядерных реакторах может считаться одной из характеристик, но для ускорительных источников нейтронов этого не требуется.

В недавно опубликованной статье [6] авторы обсудили необходимость получения направленного пучка нейтронов. Они отметили, что *“исторически существует один очень хороший пример пучка с гораздо более высоким значением J/ϕ (ближе к 0.9), это пучок реактора в Петтене. Этот пучок больше недоступен, но высокая параллельность пучка позволяла располагать пациентов на значительном расстоянии от коллиматора, поскольку потери интенсивности на этом расстоянии были минимальными”*. Далее они отметили, что на ускорительных источниках нейтронов *“можно получить гораздо более направленный пучок эпитепловых нейтронов, но ценой значительного снижения интенсивности”*.

В качестве примера они рассмотрели установку в Бирмингеме. В ее базовом варианте критерий направленности пучка составляет 0.62. Использование одного из коллиматоров увеличивает этот критерий до 0.67, но интенсивность борной дозы уменьшается практически вдвое. Использование другого коллиматора позволяет увеличить этот критерий до 0.87, но интенсивность борной дозы уже уменьшается вчетверо. Такое значительное уменьшение интенсивности нейтронного пучка является платой за визуализацию *in situ* бора методом мгновенной γ -спектрометрии [7]. Если есть возможность размещать пациента подальше от СФП, то можно с большего угла регистрировать фотоны с энергией 478 кэВ, располагая вблизи γ -спектрометр. Понимая плату за это удобство, авторы статьи предлагают реализовывать режим *“визуализации”* с дополнительным коллиматором пучка и размещением пациентов на некотором расстоянии от СФП для обеспечения доступа системы визуализации. После получения подтверждающих изображений дополнительный коллиматор и систему визуализации убирают, пациента пододвигают к СФП и проводят терапию.

Для визуализации бора мы предложили другое решение, которое не требует получения высоконаправленного пучка нейтронов – вынести γ -спектрометр как можно дальше от зоны облучения и защитить его от нейтронов как можно лучше. Для этого γ -спектрометр HPGe был размещен в соседнем бункере за толстой бетонной стеной, в которой для регистрации излучения просверлили отверстие. Для подавления проникновения нейтронов в бункер со спектрометром в отверстии были установлены пластины из оргстекла, обеспечивающие рассеивание нейтронов. Детектор спектрометра обернули кадмиевой фольгой для поглощения тепловых нейтронов с целью обеспечения большей сохранности спектрометра. Детектор спектрометра был помещен внутрь свинцового коллиматора для уменьшения фонового сигнала и уменьшения загрузки детектора. Все это позволило продемонстрировать

работоспособность комплекса сначала при облучении пробирок с раствором бора [8], а затем при лечении домашних животных [9].

Для более детального исследования были посчитаны характеристики терапевтического пучка не только на оси, но и на расстоянии 15 и 30 см от оси; они представлены в табл. 3 в столбцах “исходный проект”. В таблице опущен критерий направленности пучка и добавлены критерии потока всех нейтронов, потока быстрых нейтронов (с энергией более 10 кэВ), тепловых нейтронов (с энергией менее 0.5 эВ) и фотонов.

Таблица 3. Коэффициенты качества пучка нейтронов СФП для пучка протонов с энергией 2.3 МэВ и током 7 мА

Параметр качества пучка	Исходный проект			Финальный проект		
	0	15 см	30 см	0	15 см	30 см
Поток эпитепловых нейтронов, $\phi_{epi}, 10^8 \text{ см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$	7.6	3.2	0.76	5.6	0.48	0.02
Отношение теплового потока к эпитепловому, ϕ_{th} / ϕ_{epi}	0.028	0.36	0.9	0.017	0.29	0.47
Доза быстрых нейтронов на единицу эпитеплового потока, $D_f / \int \phi_{epi}(t) dt, 10^{-13} \text{ Гр} \cdot \text{см}^2$	6.3	4.3	1.5	6.5	1,6	1.2
Доза γ -излучения на единицу эпитеплового потока, $D_\gamma / \int \phi_{epi}(t) dt, 10^{-13} \text{ Гр} \cdot \text{см}^2$	2.0	0.8	1.4	2.0	14	90
Поток нейтронов, $\phi, 10^8 \text{ см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$	9.1	4.7	1.5	6.7	0.64	0.03
Поток быстрых нейтронов, $\phi_b, 10^8 \text{ см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$	1.3	0.4	0.02	1.0	0.02	0.006
Поток тепловых нейтронов, $\phi_{th}, 10^8 \text{ см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$	0.2	1.1	0.7	0.1	0.14	0.01
Поток фотонов, $\phi_\gamma, 10^8 \text{ см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$	0.18	0.03	0.01	0.14	0.09	0.03

При анализе полученных данных обращено внимание на заметный поток нейтронов вне терапевтического пучка (вне отверстия диаметром 20 см в висмутовом листе). За счет большой площади этот паразитный поток нейтронов почти на порядок превышает полезный, терапевтический. Хотя он не оказывает существенного влияния на пациента, поскольку и плотность потока меньше, и доза на единицу потока эпитепловых нейтронов меньше, и тело пациента располагают подальше от поверхности СФП, но этот поток можно уменьшить, заменив часть свинцовых листов на литиевый полиэтилен, в котором нейтроны эффективно поглощаются литием без испускания γ -квантов.

В табл. 3 в столбцах “финальный проект” приведены характеристики терапевтического пучка, когда свинец толщиной 5 см и висмут толщиной 1 см были заменены на литиевый полиэтилен толщиной 3 см, свинец толщиной 2 см и литиевый полиэтилен толщиной 2.5 см. Видно, что такое изменение позволило уменьшить проникновение нежелательных нейтронов в облучательную комнату почти на порядок и смягчить их энергетический спектр. В то же время поток нежелательных фотонов возрос в 3 раза за счет поглощения части нейтронов водородом с испусканием фотонов с энергией 2.2 МэВ и уменьшения толщины свинца.

Обсудим дозу быстрых нейтронов и дозу γ -излучения, приняв за 100% их сумму в области терапевтического пучка (по оси). На расстоянии 15 см от оси в исходном проекте их сумма составляла 26%, из них 22% давали нейтроны и 4% фотоны, на расстоянии 30 см – 3.5%, из них 2% нейтроны и 1.5% фотоны. После проведенной модернизации сумма дозы быстрых нейтронов и дозы γ -излучения на расстоянии 15 см от оси уменьшилась до 16%, из которых 2% дают нейтроны и 14% фотоны, на расстоянии 30 см от оси она слегка увеличилась (до 3.8%, из которых 0.05% дают нейтроны и 3.75% фотоны).

Видно, что проведенное изменение в конструкции СФП позволило существенно снизить проникновение нейтронов в облучательную комнату и несколько уменьшить нежелательную дозу, получаемую всем телом пациента. Платой стало уменьшение плотности потока нейтронов терапевтического пучка на 26%, что увеличивает время облучения на 26%. Стоит обратить внимание на то, что дозу, получаемую телом пациента, можно снижать, размещая его при возможности не вплотную к СФП и стене, а под углом, и располагая между пациентом и СФП вне области терапевтического пучка локальную защиту из листов свинца или висмута.

В упоминаемой выше статье [6] авторы привели глубинное распределение плотности потока тепловых нейтронов, которое пропорционально мощности борной дозы, для ускорительных источников нейтронов, используемых для лечения или проведения клинических испытаний. Авторы статьи сформулировали результат, важный для БНЗТ, следующим образом: *“Благодаря процессу оптимизации систем формирования пучка нейтронов, ускорители, производящие очень разные начальные спектры нейтронов, в конечном итоге производят тепловые нейтронные флюенсы в фантоме, которые имеют высокую степень сходства. Это обещает многое для будущего БНЗТ и, как мы надеемся, приведет к возможности многоцентровых испытаний этой важной новой технологии лечения рака”*.

Приведенные в статье данные позволяют сравнить разработанную нами СФП с аналогами. На рис. 2а приведены данные о глубинном распределении плотности потока тепловых нейтронов в воде, на рис. 2б – в полиметилметакрилате (органическом стекле).

Легенды на рисунках обозначают следующее: “VITA” – 2.3 МэВ 7 мА ускоритель-тандем с вакуумной изоляцией с литиевой мишенью и с разработанной СФП, изготовленные и поставленные в НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина Минздрава России для проведения клинических испытаний; “Цукуба” – 8 МэВ 4 мА радиочастотный ускоритель с дрейфовой трубкой компании Мицубиси с бериллиевой мишенью, используемый в г. Токай (Япония) для клинических испытаний; “Сумитомо” – 30 МэВ 1 мА циклотрон с бериллиевой мишенью компании Сумитомо, используемый в г. Осака и в г. Корияма (Япония) для лечения; “Neutron Therapeutics” – 2.6 МэВ 30 мА ускоритель прямого действия компании Neutron Therapeutics (США), используемый в г. Хельсинки (Финляндия) для клинических испытаний; “Сямынь” – 2.35 МэВ 10 мА ускоритель-тандем с вакуумной изоляцией с литиевой мишенью и с СФП, изготовленной китайскими коллегами, в госпитале г. Сямынь (Китай), используемые для клинических испытаний.

Рис. 2. Глубинное распределение плотности потока тепловых нейтронов в воде (а) и в полиметилметакрилате (б)

Видно, что сформированный нами пучок нейтронов позволяет получать подобное глубинное распределение плотности потока тепловых нейтронов, а следовательно, и мощности борной дозы. Этот результат указывает на верную оптимизацию СФП и на возможность при проведении клинических испытаний учитывать результаты, полученные на других ускорительных источниках нейтронов.

Абсолютные значения плотности потока нейтронов позволяют сравнить установки по их эффективности, которую мы определяем как отношение максимума плотности потока тепловых нейтронов к мощности пучка протонов.

Сначала сравним параметры нашего пучка нейтронов с параметрами, получаемыми на установках, использующих бериллиевую мишень и пучок протонов с большей энергией. На рис. 2а видно, что графики распределения плотности потока нейтронов близки, хотя мощность нашего пучка протонов (16.1 кВт) почти в 2 раза меньше мощности пучков протонов у Сумитомо (30 кВт) и в Цукубе (32 кВт). Если посчитать точно, то получим, что эффективность нашей установки в 1.75 раза больше эффективности установки Сумитомо и в 1.8 раза больше эффективности установки в Цукубе. В значительной степени это связано с тем, что энергия генерируемых нейтронов больше и требуется более протяженный замедлитель.

Теперь сравним параметры нашего пучка нейтронов с параметрами, получаемыми на установках, использующих литиевую мишень и пучок протонов с близкой энергией. На рис. 2б видно, что распределения плотности потока нейтронов подобны, но интенсивность нашего пучка меньше из-за большей мощности пучка протонов аналогов: 78 кВт в проекте Neutron Therapeutics и 23.5 кВт в Сямыне. Если определить эффективность, то получим, что

эффективность нашей установки в 2 раза больше эффективности установки Neutron Therapeutics и в 1.2 раза больше эффективности установки в Сямыне. Низкая эффективность установки Neutron Therapeutics связана с повышенным вытеканием нейтронов из СФП из-за использования массивной вращающейся литиевой мишени. Меньшая эффективность установки в Сямыне обусловлена двумя факторами. Во-первых, в качестве замедлителя используется прессованный фторид магния, плотность которого меньше плотности кристалла фторида магния. Это ведет к большей толщине замедлителя и, как следствие, к уменьшению плотности потока нейтронов. Во-вторых, в Сямыне используется литиевая мишень предыдущей конструкции, из-за чего расстояние между литиевым слоем и замедлителем на 40 мм больше, чем в нашей СФП. Данное обстоятельство также ведет к уменьшению плотности потока нейтронов на выходе из СФП.

Эффективность разработанной СФП превосходит аналоги, так как в ней реализованы самые передовые идеи, определяющие мировой уровень:

- реакция ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ для генерации нейтронов,
- тонкая литиевая мишень,
- кристаллы фторида магния в качестве замедлителя,
- составной отражатель – графит в передней полусфере и свинец в задней.

4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Для бор-нейтронозахватной терапии предложена, разработана и изготовлена система формирования пучка нейтронов, включающая в себя замедлитель, отражатель, поглотитель и фильтры. В ней для генерации нейтронов используется тонкая литиевая мишень, в качестве замедлителя – кристаллы фторида магния, в качестве составного отражателя – графит в передней полусфере и свинец в задней. Разработанная система удовлетворяет требованиям, предъявляемым к терапевтическому пучку нейтронов, и по эффективности превосходит аналоги. Указанные экспериментальные данные свидетельствуют о том, что разработанную систему формирования пучка можно использовать для лечения больных, в частности, в составе ускорительного источника нейтронов ВИТА-ИВ, установленного в НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина Минздрава России.

ФИНАНСИРОВАНИЕ

Исследование выполнено при поддержке Российского научного фонда (грант № 26-12-00020).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Neutron Capture Therapy: Principles and Applications. Second Edition. Eds. W. Sauerwein, A. Wittig, R. Moss, Y. Nakagawa, K. Ono. Springer, 2025. ISBN: 978-3-031-82590-3.
2. Advances in Boron Neutron Capture Therapy. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2023. ISBN: 978-92-0-132723-9.
3. *Таскаев С.Ю.* Ускорительный источник нейтронов ВИТА. Москва: Физматлит, 2024. ISBN: 978-5-9221-1979-5.
4. *Бикчурина М.И., Быков Т.А., Верховод Г.Д. и др.* ПТЭ. 2025. № 8. С. 145.
<https://doi.org/10.7868/S3034564225080245>
5. *Шейн Т.В.* Оптимизация системы формирования пучка нейтронов для бор-нейтронозахватной терапии. Дис. ... канд. физ.-мат. наук. Новосибирск: ИЯФ СО РАН, 2026. 117 с. https://www.inp.nsk.su/images/Shein_disser.pdf
6. *Green S., Phoenix B., Nakamura S. et al.* Appl. Radiat. Isot. 2025. V. 217. Art. 111656.
<https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2025.111656>
7. *Kobayashi T., Kanda K.* Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. 1983. V. 204. № 2–3. P. 525.
[https://doi.org/10.1016/0167-5087\(83\)90082-0](https://doi.org/10.1016/0167-5087(83)90082-0)
8. *Bikchurina M., Bykov T., Ibrahim I. et al.* Front. Nucl. Eng. 2023. V. 2. Art. 1266562.
<https://doi.org/10.3389/fnuen.2023.1266562>
9. *Maltseva V., Bykov T., Chesnokova Y. et al.* // Appl. Radiat. Isot. 2026. V. 234. Art. 112648.
<https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2026.112648>

ПОДПИСИ К РИСУНКАМ

Рис. 1. Система формирования пучка нейтронов: 1 – литиевая мишень, 2 – шторы из борированного полиэтилена, 3 и 6 – отражатель из свинца, 4 – титановый каркас, 5 – отражатель из реакторного графита, 7 – лист из висмута, 8 – замедлитель из кристаллов фторида магния, 9 – фильтры

Рис. 2. Глубинное распределение плотности потока тепловых нейтронов в воде (а) и в полиметилметакрилате (б)

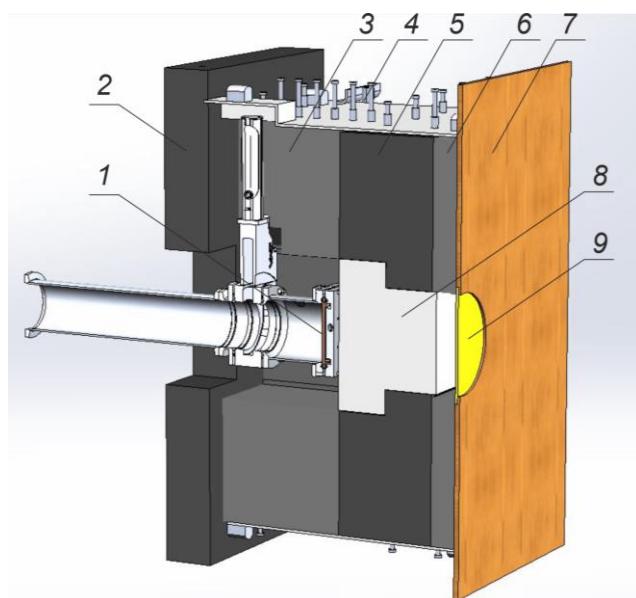
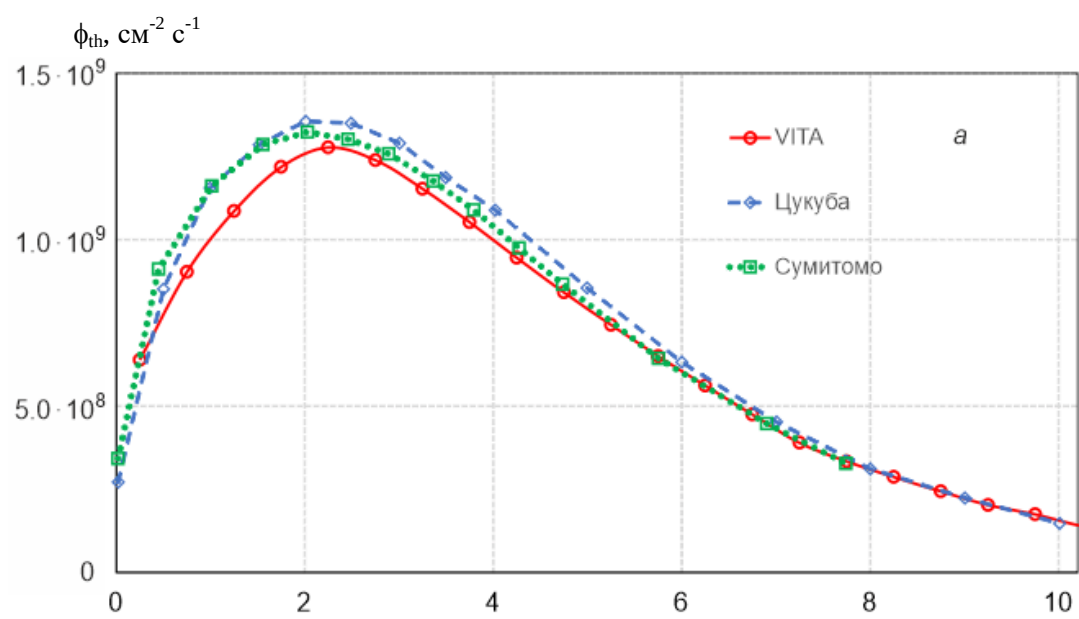


Рис. 1.



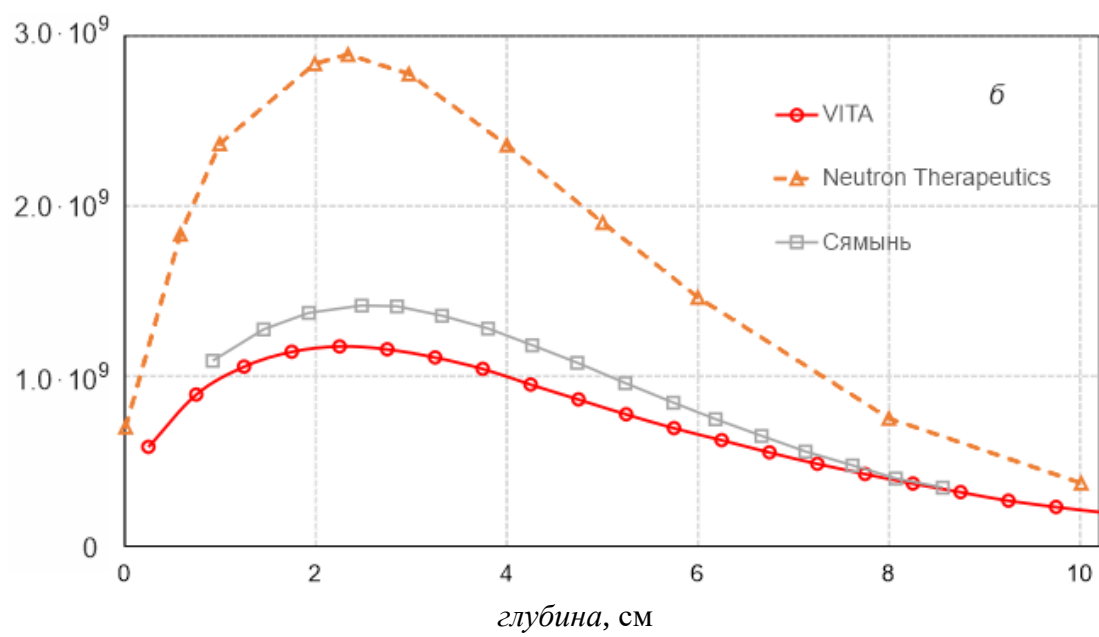


Рис.2.

