

Научная статья

УДК 621.384.66

DOI 10.25205/2541-9447-2023-18-3-31-42

Система формирования пучка для бор-нейтронозахватной терапии поверхностных опухолей с замедлителем из материалов на основе оргстекла*

Татьяна Викторовна Сычева¹, Евгений Андреевич Берендеев²,
Глеб Дмитриевич Верховод³, Сергей Юрьевич Таскаев⁴

¹⁻⁴Институт ядерной физики им. Г. И. Будкера СО РАН
Новосибирск, Россия

¹⁻⁴Новосибирский государственный университет
Новосибирск, Россия

¹sychevatatyanav@gmail.com

²Evgeny.berendeev@gmail.com

³g.verkhovod@alumni.nsu.ru

⁴s.yu.taskaev@inp.nsk.su

Аннотация

Ускоритель-тандем с вакуумной изоляцией разработан в Институте ядерной физики для исследования бор-нейтронозахватной терапии (БНЗТ). Нейтроны генерируются в реакции ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$. Для получения терапевтического пучка нейтронов используют систему формирования пучка, состоящую из замедлителя, отражателя и фильтров. Замедлитель обычно изготавливают из MgF_2 из-за высокого значения сечения неупругого рассеяния нейтронов. Ранее нами было продемонстрировано, что для генерации нейтронов оптимально использовать энергию пучка протонов 2,3 МэВ.

В результате анализа принятых нами ранее решений по формированию терапевтического пучка нейтронов, работ других групп исследователей, а также успешных результатов экспериментов по облучению лабораторных животных и клеточных культур, проводившихся на нашей установке, мы отметили, что с наметившейся в последнее время тенденцией к уменьшению энергии протонов процесс неупругого рассеяния в MgF_2 уже не является определяющим в замедлении нейтронов, и решили рассмотреть материалы на основе оргстекла в качестве материала замедлителя.

В данной работе представлен разработанный нами замедлитель из материала Poly-Biz, позволяющий получать нейтронный пучок такого же качества, как в системе формирования пучка с замедлителем из MgF_2 при энергии протонов 2,3 МэВ, но при более низком токе и энергии пучка протонов, что приведет к уменьшению времени терапии и обеспечит более стабильную и надежную генерацию нейтронов. Долгое время развитие методики БНЗТ сдерживалось недостатком ускорителей заряженных частиц, способных стабильно генерировать нейтроны при энергии протонного пучка 2,5 МэВ и токе 10 мА. Использование СФП с Poly-Biz может помочь упростить требования к ускорителям заряженных частиц и способствовать использованию в БНЗТ ускорителей, которые еще не достигли требуемых параметров.

Ключевые слова

бор-нейтронозахватная терапия, система формирования пучка

Источник финансирования

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 19-72-30005, <https://rscf.ru/project/19-72-30005/>

* По материалам доклада на конференции RuPAC'23, 10-15 сентября, ИЯФ СО РАН, Новосибирск.

Для цитирования

Сычева Т. В., Берендеев Е. А., Верховод Г. Д., Таскаев С. Ю. Система формирования пучка для бор-нейтронозахватной терапии поверхностных опухолей с замедлителем из материалов на основе оргстекла // Сибирский физический журнал. 2023. Т. 18, № 3. С. 31–42. DOI 10.25205/2541-9447-2023-18-3-31-42

A Neutron Beam Shaping Assembly for Boron Neutron Capture Therapy of Superficial Tumors

Tatiana V. Sycheva¹, Evgeny A. Berendeev², Gleb D. Verkhovod³,
Sergey Yu. Taskaev⁴

¹⁻⁴Budker Institute of Nuclear Physics, 11, Ac. Lavrentieva ave.,
Novosibirsk, Russia, 630090

¹⁻⁴Novosibirsk State University, Pirogova st., 2
Novosibirsk, Russia, 630090

¹sychevatatyanav@gmail.com

²Evgeny.berendeev@gmail.com

³g.verkhovod@alumni.nsu.ru

⁴s.yu.taskaev@inp.nsk.su

Abstract

The Vacuum Insulated Tandem accelerator have been developed in Budker Institute of Nuclear Physics. Neutrons are generated in ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ reaction. Neutron beam shaping assembly is used for therapeutic beam forming. It consists of the moderator, reflector and filter. Magnesium fluoride is considered optimal material for neutron slowing down because of noticeable cross section of inelastic neutron scattering. Previously, we showed that it is optimal to use proton beam at energy 2.3 MeV for neutron generation.

As a result of a critical analysis of our earlier decisions on the methods used to form a therapeutic neutron beam and decisions of other research groups, as well as successful experiments on the irradiation of laboratory pets and cell cultures carried out at our experimental facility, we noticed that with the recent trend towards a decrease in proton energy the process of inelastic scattering in MgF_2 is no longer decisive in neutron moderation, and it was decided to consider materials based on plexiglass as a moderator material.

In this work we considered Poly-Biz as moderator material and get the neutron beam the same quality as with MgF_2 moderator and proton energy 2.3 MeV but at lower proton energy and current that can cause treatment time reducing and allows more reliable neutron generation. For a long time, the development of BNCT was hindered by the lack of charged particle accelerators that provide stable production of a stationary 2.5 MeV 10 mA proton beam. The use of BSA with Poly-Biz allows the use of these accelerators at lower energy, which improves the reliability of their operation, and reduces the therapy time by more than 2 times, which is also important for therapy. Also, the use of such an BSA simplifies the requirements for a charged particle accelerator and this opens up both the possibility of optimizing the developed accelerators and the use of other accelerators that have not yet reached the required parameters.

Keywords

accelerator based boron neutron capture therapy, beam shaping assembly

Acknowledgments

This research was funded by the Russian Science Foundation (project No. 19-72-30005).

For citation

Sycheva T. V., Berendeev E. A., Verkhovod G. D., Taskaev S. Yu. A neutron beam shaping assembly for boron neutron capture therapy of superficial tumors. *Siberian Journal of Physics*, 2023, vol. 18, no. 3, pp. 31–42 (in Russ). DOI 10.25205/2541-9447-2023-18-3-31-42

Введение

Для бор-нейтронозахватной терапии (БНЗТ) требуются интенсивные пучки нейтронов с энергией в районе 10 кэВ для лечения глубокорасположенных опухолей, для лечения поверхностных опухолей могут быть использованы пучки с энергией около 10 эВ [1]. Лучшим источником нейтронов является реакция ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ из-за максимального выхода нейтронов с минимальной энергией [2]. Для формирования терапевтического пучка используют систему формирования пучка, состоящую из замедлителя, отражателя, поглотителя и фильтров. Обыч-

но замедлителем служит MgF_2 из-за высокого значения сечения неупругого рассеяния нейтронов с энергией до 1 МэВ.

Ранее нами была разработана и изготовлена система формирования пучка (СФП) с замедлителем из MgF_2 и показаны преимущества использования энергии протонов 2,3 МэВ для генерации нейтронов вместо используемой обычно энергии 2,5 МэВ [3], которое заключается в том, что при этой энергии генерируются нейтроны меньшей энергии, для замедления которых нужна меньшая толщина замедлителя, при том что плотность эпитепловых нейтронов изменяется несущественно. При энергии 2,3 МэВ неупругое рассеяние нейтронов уже не является определяющим процессом при их замедлении. В работе [4] продемонстрирована возможность получения терапевтического пучка нейтронов при энергии протонов 2,1 МэВ с MgF_2 замедлителем. Средняя энергия нейтронов при энергии протонов 2,1 МэВ составляет 100 кэВ, и роль процесса неупругого рассеяния нейтронов уже несущественна в их замедлении.

Этот факт наряду с успешными результатами экспериментов по облучению лабораторных животных и клеточных культур [5, 6] с замедлителем из оргстекла привели к идее использования материалов на основе оргстекла для замедлителя.

В данной работе представлена система формирования пучка с замедлителем из Poly-Biz, позволяющая генерировать пучок такого же качества, как в разработанной нами СФП с MgF_2 замедлителем при меньшем токе и энергии протонов.

1. Система формирования пучка нейтронов

Полная поглощенная доза в бор-нейтронозахватной терапии (БНЗТ) складывается из четырех компонент с разной относительной биологической эффективностью (ОБЭ):

- 1) борная доза D_B – возникает в реакции $^{10}B(n,\alpha)^7Li$ с образованием двух частиц с высоким ЛПЭ (линейная передача энергии) (4He и 7Li);
- 2) азотная доза D_N – возникает в реакции $^{14}N(n,p)^{14}C$ с образованием протона, частицы с высоким ЛПЭ;
- 3) доза быстрых нейтронов D_n – возникает в основном в результате упругого рассеяния нейтронов на ядрах водорода, в результате чего образуются протоны отдачи – частицы с высоким ЛПЭ;
- 4) фотонная доза D_γ – в реакциях $^7Li(p,p)^7Li$, $^{10}B(n,\alpha)^7Li$ и при распаде 7Be , а также 2,2 МэВ фотоны возникают в реакции $^1H(n,\gamma)^2H$.

Полная поглощенная доза равна сумме этих компонент с учетом относительной и составной биологической эффективности (ОБЭ (RBE) и СБЭ (SBE)):

$$Dw = CBE \cdot D_B \cdot C_B + RBE_p \cdot D_N + RBE_n \cdot D_n + RBE_\gamma \cdot D_\gamma.$$

Разные исследователи используют разные значения коэффициентов. В данной работе мы использовали значения коэффициентов из работы [7]: ОБЭ нейтронов – 3,2, гамма-квантов – 1. Коэффициент СБЭ для здоровой ткани – 1,3, а для опухоли – 3,8.

В данной работе моделирование переноса фотонов и нейтронов осуществлялось с помощью кода NMC на основе метода Монте-Карло с использованием базы данных сечений ENDF-VII. В коде реализован источник нейтронов на основе работы [8] для протонов с энергией от 1,88 до 2,5 МэВ.

Для оценки результатов моделирования введем коэффициент, равный отношению борной дозы к сумме трех остальных компонент – терапевтический коэффициент:

$$TC = \frac{CBE \cdot D_B \cdot C_B}{RBE_p \cdot D_N + RBE_n \cdot D_n + RBE_\gamma \cdot D_\gamma}.$$

Мы также предлагаем использовать Poly-Biz [9] – полиэтилен с вкраплением висмута вместо оргстекла в качестве материала замедлителя. Тонкие висмутовые пластины на выходе

системы формирования пучка используют для фильтрации гамма-излучения. В предлагаемом материале атомы висмута распределены по объему равномерно.

С помощью численного моделирования методом Монте-Карло была подобрана форма замедлителя из оргстекла, обеспечивающая наилучшие параметры терапевтического пучка. Замедлитель этой формы далее называется оптимальным.

Было рассмотрено 3 системы формирования пучка:

1) оптимальным замедлителем из оргстекла (плотность атомов водорода: $6 \cdot 10^{22} \text{ см}^{-3}$, плотность атомов кислорода: $1,4 \cdot 10^{22} \text{ см}^{-3}$, плотность атомов углерода: $4 \cdot 10^{22} \text{ см}^{-3}$, плотность оргстекла: $1,19 \text{ г/см}^3$), окруженным графитовым отражателем диаметром 80 см;

2) с оптимальным замедлителем из Poly-Biz (плотность атомов водорода: $5,39 \cdot 10^{22} \text{ см}^{-3}$, плотность атомов висмута: $6,6 \cdot 10^{21} \text{ см}^{-3}$, плотность атомов углерода: $3 \cdot 10^{22} \text{ см}^{-3}$, плотность материала: $2,92 \text{ г/см}^3$), окруженным графитовым отражателем диаметром 80 см;

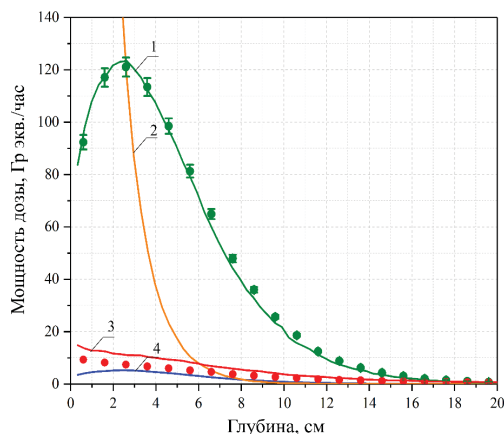
3) система формирования пучка с MgF_2 замедлителем, описанная в [3].

Для валидации результатов моделирования был проведен эксперимент на ускорителе-тандеме с вакуумной изоляцией VITA [10], в котором измеряли пространственное распределение борной дозы и дозы гамма-излучения в водном фантоме разработанными детекторами с двумя полистирольными сцинтилляторами, один из которых обогащен бором, а другой нет [11; 12]. Детектор откалиброван по борной дозе с помощью измерения концентрации бора в сцинтилляторе, и предполагая, что концентрация бора в опухоли 40 ppm. Детектор калиброван по дозе гамма-излучения с помощью сравнения скорости счета детектора и скорости счета дозиметра гамма-излучения ДБГС11-Д [13], расположенного в максимально подобном поле излучения.

Водный фантом P3D01 представлял собой сосуд в форме параллелепипеда размером $330 \times 330 \times 315 \text{ мм}$, заполненный водой. Стенки фантома сделаны из монолитного поликарбоната толщиной 8 мм. Одна из стенок фантома сделана из полиэтилентерефталата (ПЭТ) толщиной 0,5 мм. Эта стенка была ближайшей к источнику излучения. Детекторы прикреплены к специальному механизму с дистанционной системой управления, позволяющему перемещать детекторы по всему объему фантома.

2. Результаты и их обсуждение

3D-расчеты дозовых распределений проводили на прямоугольной сетке с объемом ячейки $0,125 \text{ м}^3$. Измерения дозы в водном фантоме проводили вдоль центральной оси пучка с шагом 1 см. Измерения в ортогональном по отношению к оси пучка направлении проводили на глубине 2 см. Результаты расчета всех компонент дозы в водном фантоме в предположении, что концентрация бора 40 ppm, и результаты измерения борной дозы и дозы гамма-квантов показаны на рис. 1.

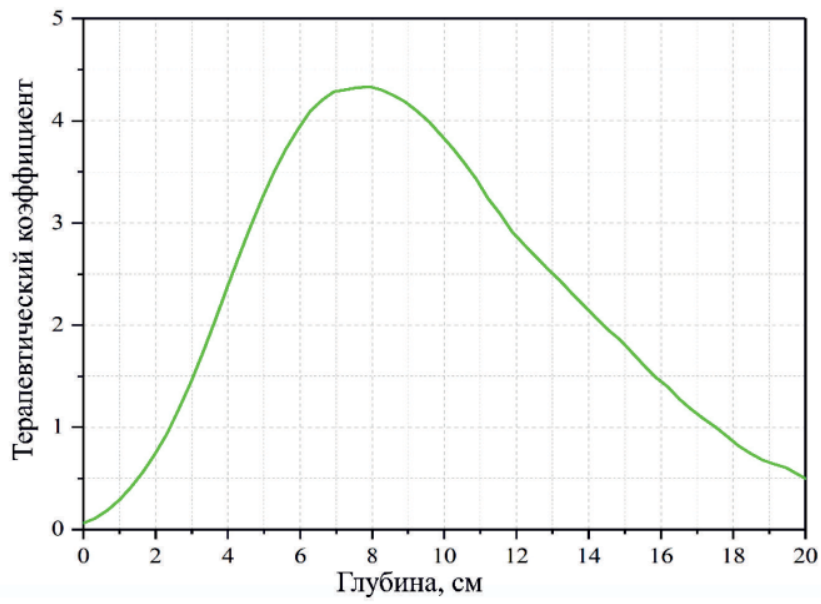


Зависимость терапевтического коэффициента от глубины вдоль оси пучка и его двумерное распределение показаны на рис. 2.

Рис. 1. Распределение компонент дозы по глубине водного фантома при энергии протонов 2,1 МэВ и токе 1 мА: 1 – борная доза; 2 – доза быстрых нейтронов; 3 – доза гамма-излучения; 4 – азотная доза. Расчетные значения изображены сплошными линиями, результаты измерений – точками

Fig. 1. Depth distribution of dose components in a water phantom along the axis of the proton beam at a proton energy of 2.1 MeV and a current of 1 mA: 1 – boron dose; 2 – fast neutron dose; 3 – gamma dose; 4 – nitrogen dose. Calculated values are shown as solid lines, measured as dots

а



б

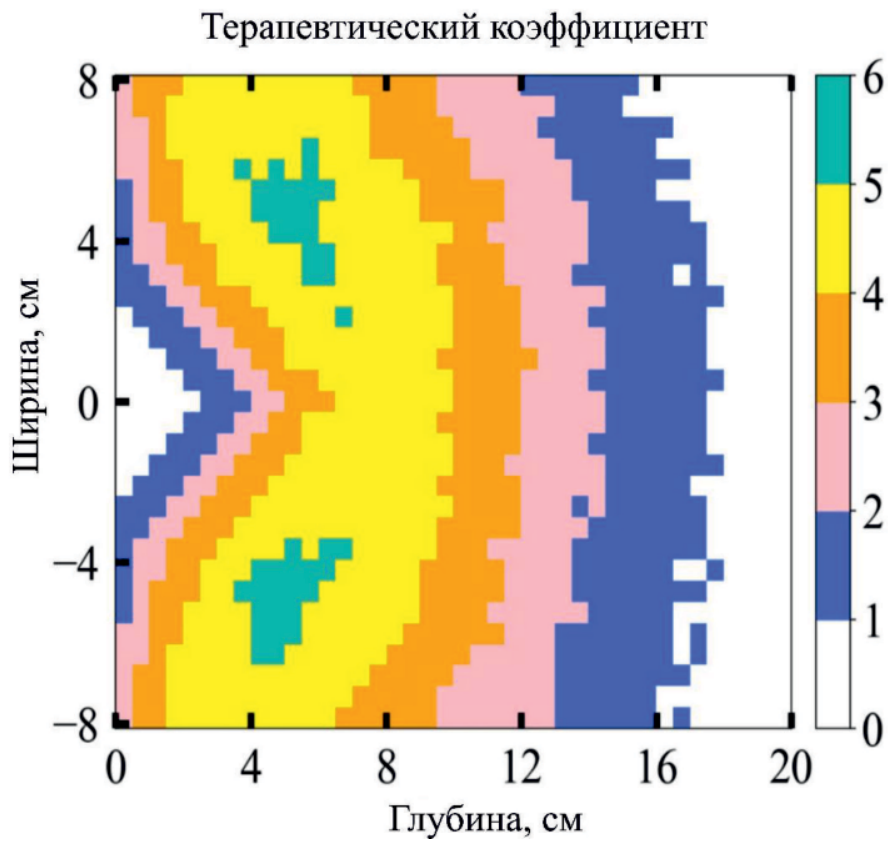


Рис. 2. Терапевтический коэффициент: а – распределение по глубине фантома вдоль оси пучка; б – двумерное распределение в плоскости, проходящей через ось пучка
 Fig. 2. Therapeutic coefficient: а – depth distribution along the beam axis; б – two-dimensional distribution in the plane passing through the beam axis

Из рисунка видно, что терапевтический коэффициент достигает максимума на глубине 8 см. По этой причине в экспериментах с клеточными культурами и лабораторными животными мы использовали цилиндрический замедлитель высотой 7,2 см и диаметром 20 см. Замедлитель такой толщины значительно уменьшает долю быстрых нейтронов и обеспечивает оптимальное качество излучения.

Рассматривая двумерное распределение терапевтического коэффициента, можно заметить, что он принимает максимальное значение не по оси пучка, а на определенном радиусе. Это происходит из-за того, что энергия нейтронов испускаемых вперед наибольшая. Чтобы приблизить максимум терапевтического коэффициента к осям, следует использовать замедлитель потолще. Форма такого замедлителя может быть разной. Одна из них, оптимальная из нескольких рассмотренных, представлена на рис. 3.

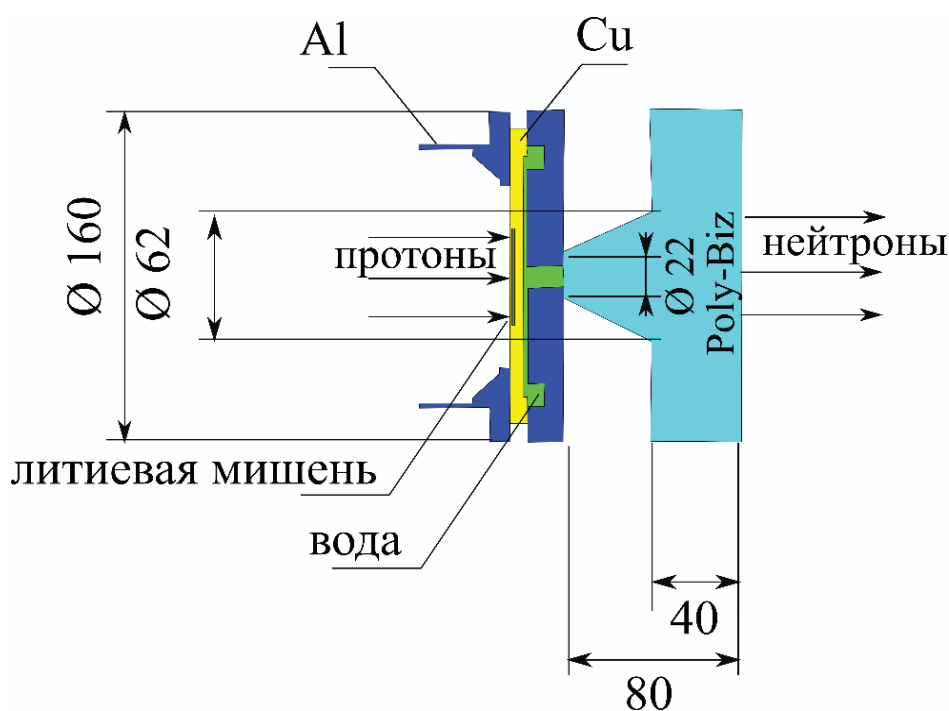


Рис. 3. Оптимальная форма замедлителя. Размеры указаны в мм

Fig. 3. The optimal shape of the moderator. The dimensions of the moderator are in mm

Она представляет собой комбинацию усеченного конуса и цилиндра. Размеры и угол конуса оптимизировали таким образом, чтобы получить однородное распределение терапевтического коэффициента.

Терапевтический коэффициент в водном фантоме для оптимального и цилиндрического замедлителя представлен на рис. 4. Здесь водный фантом был расположен вплотную к замедлителю.

В расчетах с системой формирования пучка фантом располагался вплотную к выходу системы формирования пучка. Плотности потоков частиц рассчитывали в воздухе на выходе системы формирования пучка в отсутствие водного фантома. Результаты расчетов представлены в табл. 1.

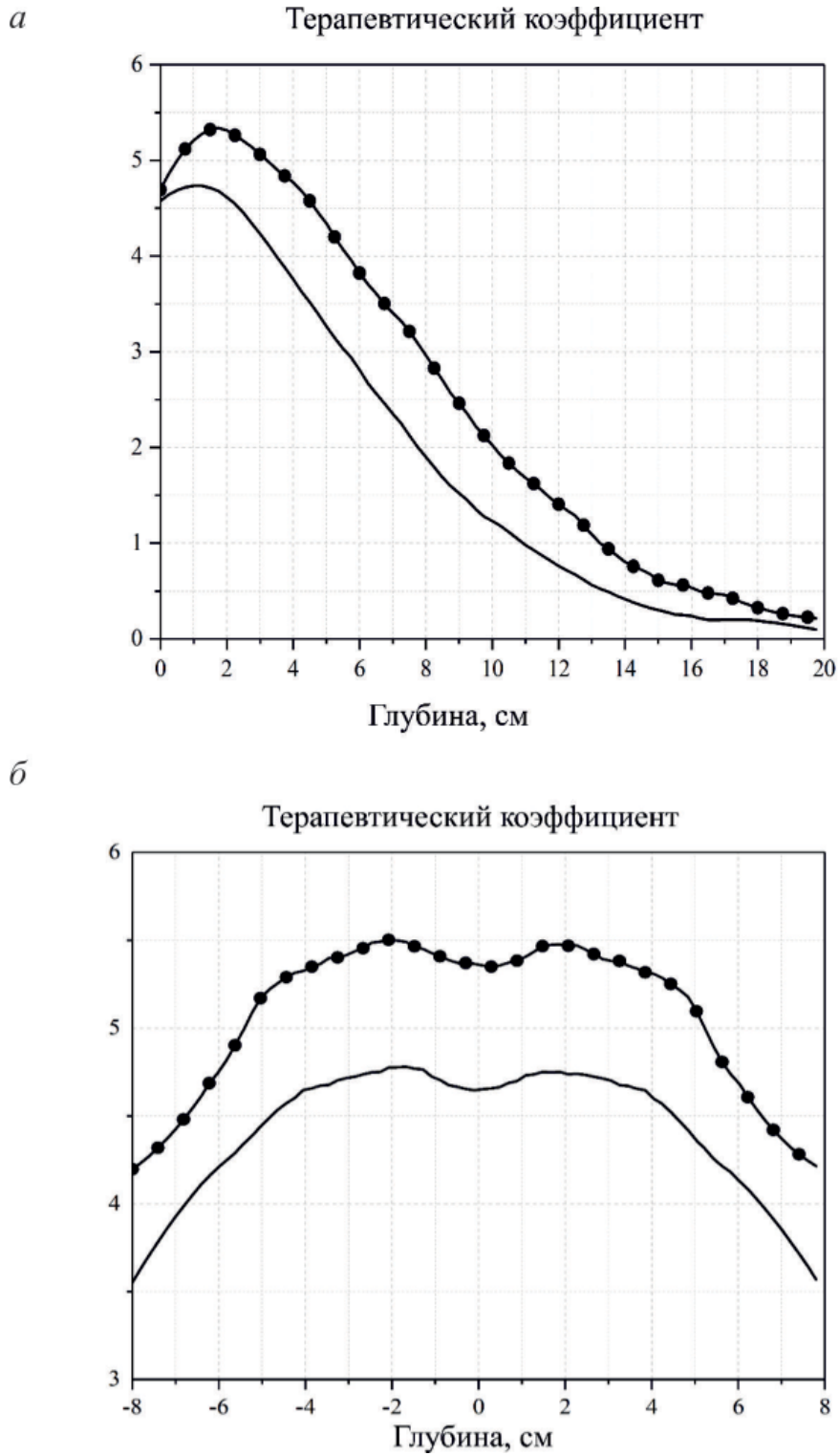


Рис. 4. Терапевтический коэффициент для цилиндрического и оптимального (•) замедлителя: *a* – распределение по глубине вдоль оси пучка; *б* – радиальное распределение на глубине 2 см
 Fig. 4. Therapeutic coefficient for cylindrical and optimal moderator (•): *a* – depth distribution along the beam axis; *б* – radial distribution at the depth 2 cm

Таблица 1

Результаты расчетов для СФП с различными замедлителями
при разных энергиях протонов (E_p)

Table 1

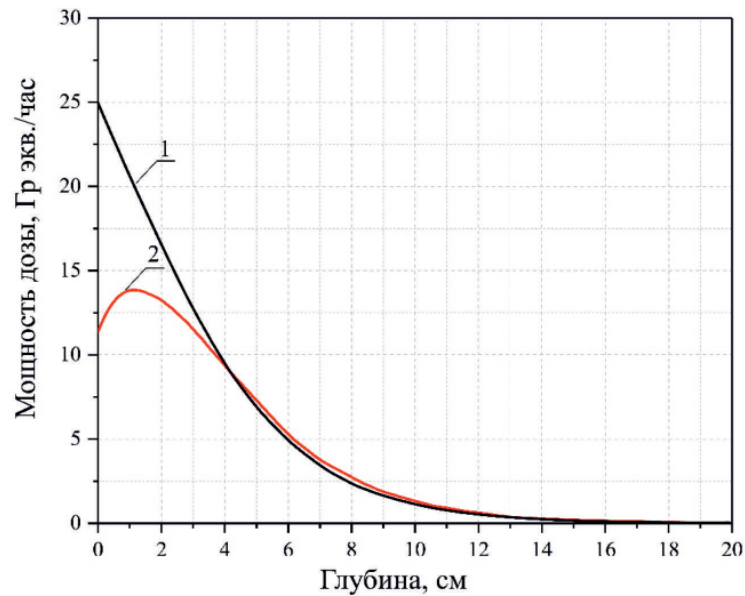
Calculation results for BSA with different moderators

Параметр	E_p , MeV	СФП PMMA	СФП Poly-Biz	СФП MgF ₂
Плотность эпитепловых нейтронов, 10^7 см ⁻²	2	2,85	3,24	5,8
	2,05	4	4,53	
	2,1	5,07	5,7	
	2,3			
Плотность быстрых нейтронов, 10^7 см ⁻²	2	2,63	3,2	3,5
	2,05	4,38	5,34	
	2,1	6,3	7,7	
	2,3			
Плотность тепловых нейтронов, 10^7 см ⁻²	2	13,4	13,5	7,6
	2,05	18	18,1	
	2,1	22,8	22,3	
	2,3			
Плотность фотонов, 10^7 см ⁻²	2	7,7	1,2	0,91
	2,05	8,7	1,5	
	2,1	9,7	1,8	
	2,3			
Максимальная мощность дозы в опухоли, Гр экв./час	2	27,33	27,98	16,8
	2,05	37,78	38,80	
	2,1	48,86	50,94	
	2,3			
Максимальная мощность дозы в здоровой ткани, Гр экв./час	2	7,2	7,1	4,7
	2,05	10,1	10,6	
	2,1	13,6	14,1	
	2,3			
Максимальная мощность борной дозы, Гр экв./час	2	23,2	23,9	14
	2,05	31,8	32,4	
	2,1	40,5	42,3	
	2,3			
Максимальная мощность дозы быстрых нейтронов, Гр экв./час	2	0,8	1	0,65
	2,05	1,5	2,1	
	2,1	2,6	3,4	
	2,3			
Максимальная мощность дозы тепловых нейтронов, Гр экв./час	2	1	1	0,6
	2,05	1,4	1,4	
	2,1	1,8	1,8	
	2,3			
Максимальная мощность фотонной дозы, Гр экв./час	2	2,4	2	1,7
	2,05	3,1	2,9	
	2,1	4	3,5	
	2,3			
Терапевтический коэффициент	2	5,70	6,20	5,8
	2,05	5,42	5,89	
	2,1	5,35	5,77	
	2,3			

Анализ результатов показал, что использование Poly-Biz вместо оргстекла увеличивает как борную дозу, так и терапевтический коэффициент, а следовательно, улучшает качество терапевтического пучка.

Сравним СФП с Poly-Biz с СФП с замедлителем из MgF_2 . Видно, что при энергии 2,05 МэВ и ниже использование Poly-Biz позволяет увеличить значение терапевтического коэффициента и борной дозы. А последней – более, чем в два раза (рис. 5).

a



б

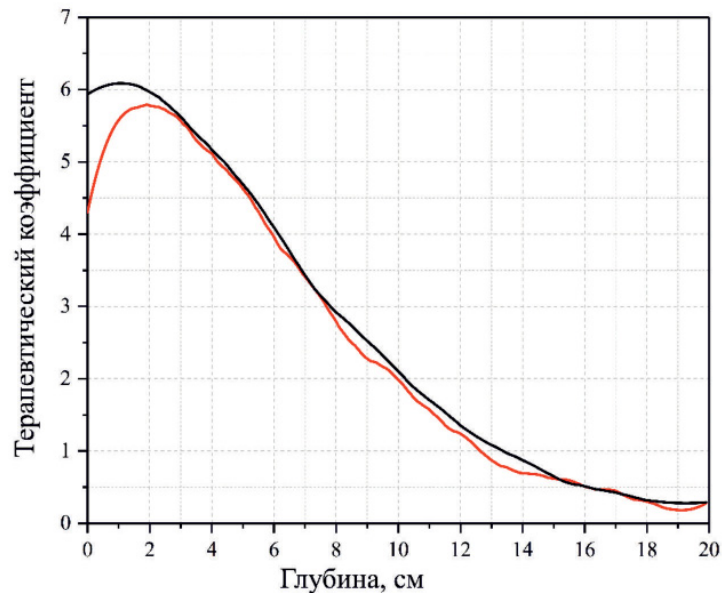


Рис. 5. Распределение борной дозы по глубине (а) и терапевтический коэффициент (б) для СФП с замедлителем из Poly-Biz и энергии протонов 2 МэВ (1) и для СФП с замедлителем из MgF_2 (2) при энергии протонов 2,3 МэВ

Fig. 5. Depth distribution for boron dose (a) and therapeutic coefficient (b) for BSA with Poly-Biz moderator and proton energy 2 MeV (1) and BSA with MgF_2 moderator (2) and proton energy 2.3 MeV

Сравнивая СФП с Poly-Biz с СФП с MgF_2 , можно утверждать, что с их использованием возможно получить одинаковое качество нейтронного пучка, а если сравнивать борную дозу и терапевтический коэффициент, то использование Poly-Biz позволяет получить его при меньшей энергии протонов (2,05 МэВ вместо 2,3 МэВ) и меньшем токе (3мА вместо 7 мА).

3. Применение

Применение СФП с Poly-Biz позволяет использовать ускорители при более низкой энергии, что увеличивает надежность генерации и сокращает время терапии более чем в два раза. Также использование такой СФП упрощает требования для ускорителей заряженных частиц и открывает возможность оптимизации уже существующих ускорителей и использования ускорителей, которые еще не достигли требуемых параметров.

Это предположение требует экспериментальной проверки, которая будет проведена после изготовления СФП с Poly-Biz и будет включать не только измерения разработанными детекторами, но и прямое сравнение с уже изготовленной СФП с MgF_2 .

Обе СФП будут установлены на ускорительном источнике нейтронов VITA и параметры нейтронного пучка будут измерены разработанными средствами диагностики. Ускоритель позволяет измерять характеристики пучка одновременно, располагая одну СФП в горизонтальном тракте пучка, а другую – в вертикальном.

Заключение

Мы рассмотрели замедлитель из материала Poly-Biz и с его использованием получили пучок такого же качества, как с использованием замедлителя из MgF_2 и энергии протонов 2,3 МэВ, но при меньшей энергии протонов и токе, что увеличивает надежность генерации нейтронов и уменьшает время терапии.

Так как в таком пучке достаточно много тепловых нейтронов, применение Poly-Biz может быть перспективным для лечения поверхностных опухолей и животных. Конечно же, данное предложение требует экспериментального подтверждения, что будет проведено после изготовления СФП с Poly-Biz.

Верификация будет заключаться не только в измерении характеристик пучка разработанными средствами диагностики, но и в прямом сравнении с уже изготовленной СФП с MgF_2 . Также будет исследована активация висмута.

Список литературы

1. **Fujimoto N., Tanaka H., Sakurai Y., Takata T., Kondo N., Narabayashi M., Nakagawa Y., Watanabe T., Kinashi Y., Masunaga S., Maruhashi A., Ono K., Suzuki M.** Improvement of depth dose distribution using multiple-field irradiation in boron neutron capture therapy // *Appl Radiat Isot.* 2015. Vol. 106.
2. **Taskaev S.** Accelerator based epithermal neutron source // *Phys. Part. Nucl.* 2015. Vol. 46. P. 956-990.
3. **Zaidi L., Kashaeva E., Lezhnin S., Malyshkin G., Samarin S., Sycheva T., Taskaev S., Frolov S.** Neutron-beam-shaping assembly for Boron Neutron-Capture Therapy // *Phys. At. Nucl.* 2017. Vol. 80. P. 60–66.
4. **Torres-Sánchez P., Porras I., Ramos Chernenko N., Saavedra F., Praena J.** Optimized beam shaping assembly for a 2.1-MeV proton-accelerator-based neutron source for boron neutron capture therapy // *Scientific Reports.* 2021. Vol. 11. P. 7576.
5. **Kanygin V., Razumov I., Zaboronok A., Zavjalov E., Kichigin A., Solovieva O., Tsygankova A., Guselnikova T., Kasatov D., Sycheva T., Mathis B., Taskaev S.** Dose-dependent sup-

- pression of human glioblastoma xenograft growth by accelerator-based boron neutron capture therapy with simultaneous use of two boron-containing compounds // *Biology*. 2021. Vol. 10, № 1124.
6. **Kanygin V., Kichigin A., Zaboronok A., Kasatova A., Petrova E., Tsygankova A., Zavjalov E., Mathis B., Taskaev S.** In vivo Accelerator-based Boron Neutron Capture Therapy for Spontaneous Tumors in Large Animals: Case Series // *Biology*. 2022. Vol. 11, № 138.
 7. **Saurwein W. et al.** (Eds.) *Neutron Capture Therapy: Principles and Applications*. Springer, Berlin, Germany, 2012. <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-31334-9>
 8. **Lee C. L., Zhou X. L.** Thick target neutron yields for the ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$ reaction near threshold // *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*. 1999. Vol. 152, № 1. P. 1-11.
 9. Poly-Biz specifications. URL: <http://www.shieldwerx.com/assets/SWX-217%202018.2.pdf>
 10. **Taskaev S., Berendeev E., Bikchurina M., Bykov T., Kasatov D., Kolesnikov I., Koshkarev A., Makarov A., Ostreinov G., Porosev V., Savinov S., Shchudlo I., Sokolova E., Sorokin I., Sycheva T., Verkhovod G.** Neutron Source Based on Vacuum Insulated Tandem Accelerator and Lithium Target // *Biology*. 2021. Vol. 10, iss. 5. № 350.
 11. **Bykov T., Kasatov D., Koshkarev A., Makarov A., Porosev V., Savinov S., Shchudlo I., Taskaev S.** A multichannel neutron flux monitoring system for a boron neutron capture therapy facility // *Journal of Instrumentation*. 2019. Vol. 14. P12002-P12002.
 12. **Bykov T., Kasatov D., Koshkarev A., Makarov A., Porosev V., Savinov G., Shchudlo I., Taskaev S., Verkhovod G.** Initial trials of a dose monitoring detector for boron neutron capture therapy // *JINST*. 2021. Vol. 16. № P01024.
 13. Wide range gamma area monitor DBG – S11D. URL: http://www.doza.ru/eng/catalog/Continuous_radiation_monitoring/6094/

References

1. **Fujimoto N., Tanaka H., Sakurai Y., Takata T., Kondo N., Narabayashi M., Nakagawa Y., Watanabe T., Kinashi Y., Masunaga S., Maruhashi A., Ono K., Suzuki M.** Improvement of depth dose distribution using multiple-field irradiation in boron neutron capture therapy // *Appl Radiat Isot*. 2015. Vol. 106.
2. **Taskaev S.** Accelerator based epithermal neutron source // *Phys. Part. Nucl*. 2015. Vol. 46. P. 956-990.
3. **Zaidi L., Kashaeva E., Lezhnin S., Malyshekin G., Samarin S., Sycheva T., Taskaev S., Frolov S.** Neutron-beam-shaping assembly for Boron Neutron-Capture Therapy // *Phys. At. Nucl*. 2017. Vol. 80. P. 60–66.
4. **Torres-Sánchez P., Porrás I., Ramos Chernenko N., Saavedra F., Praena J.** Optimized beam shaping assembly for a 2.1-MeV proton-accelerator-based neutron source for boron neutron capture therapy // *Scientific Reports*. 2021. Vol. 11. P. 7576.
5. **Kanygin V., Razumov I., Zaboronok A., Zavjalov E., Kichigin A., Solovieva O., Tsygankova A., Guselnikova T., Kasatov D., Sycheva T., Mathis B., Taskaev S.** Dose-dependent suppression of human glioblastoma xenograft growth by accelerator-based boron neutron capture therapy with simultaneous use of two boron-containing compounds // *Biology*. 2021. Vol. 10, № 1124.
6. **Kanygin V., Kichigin A., Zaboronok A., Kasatova A., Petrova E., Tsygankova A., Zavjalov E., Mathis B., Taskaev S.** In vivo Accelerator-based Boron Neutron Capture Therapy for Spontaneous Tumors in Large Animals: Case Series // *Biology*. 2022. Vol. 11, № 138.
7. **Saurwein W. et al.** (Eds.) *Neutron Capture Therapy: Principles and Applications*. Springer, Berlin, Germany, 2012.
8. **Lee C. L., Zhou X. L.** Thick target neutron yields for the ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$ reaction near threshold // *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*. 1999. Vol. 152, № 1. P. 1-11.

9. Poly-Biz specifications. URL: <http://www.shieldwerx.com/assets/SWX-217%202018.2.pdf>
10. **Taskaev S., Berendeev E., Bikchurina M., Bykov T., Kasatov D., Kolesnikov I., Koshkarev A., Makarov A., Ostreinov G., Porosev V., Savinov S., Shchudlo I., Sokolova E., Sorokin I., Sycheva T., Verkhovod G.** Neutron Source Based on Vacuum Insulated Tandem Accelerator and Lithium Target // Biology. 2021. Vol. 10, iss. 5. № 350.
11. **Bykov T., Kasatov D., Koshkarev A., Makarov A., Porosev V., Savinov S., Shchudlo I., Taskaev S.** A multichannel neutron flux monitoring system for a boron neutron capture therapy facility // Journal of Instrumentation. 2019. Vol. 14. P12002-P12002.
12. **Bykov T., Kasatov D., Koshkarev A., Makarov A., Porosev V., Savinov G., Shchudlo I., Taskaev S., Verkhovod G.** Initial trials of a dose monitoring detector for boron neutron capture therapy // JINST. 2021. Vol. 16. № P01024.
13. Wide range gamma area monitor DBG – S11D. URL: http://www.doza.ru/eng/catalog/Continuous_radiation_monitoring/6094/

Информация об авторах

Татьяна Викторовна Сычева, научный сотрудник

Евгений Андреевич Берендеев, кандидат физико-математических наук

Глеб Дмитриевич Верховод, аспирант

Сергей Юрьевич Таскаев, доктор физико-математических наук

Information about the Authors

Tatiana V. Sycheva, Researcher

Evgeny A. Berendeev, Candidate of Physical and Mathematical Sciences

Gleb D. Verkhovod, Postgraduate Student

Sergey Yu. Taskaev, Doctor of Physical and Mathematical Sciences

*Статья поступила в редакцию 13.09.2023;
одобрена после рецензирования 10.11.2023; принята к публикации 16.11.2023
The article was submitted 13.09.2023;
approved after reviewing 10.11.2023; accepted for publication on 16.11.2023*