

КОНЦЕПЦИЯ СОЗДАНИЯ БЕЗРЕАКТОРНОГО ИНТЕНСИВНОГО ИСТОЧНИКА НЕЙТРОНОВ ДЛЯ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ НА БАЗЕ УСКОРИТЕЛЯ ИОНОВ ВОДОРОДА

О.Е. Кононов, В.Н. Кононов, М.В. Боховко, Д.Е. Гремячкин

ГНЦ-РФ ФЭИ им. А. И. Лейпунского, г. Обнинск



Обсуждается создание интенсивного источника нейтронов для проведения на нем различных видов нейтронной терапии. Описываются способы генерации нейтронных пучков и их возможности. Показано, что на ускорителе с энергией до 3 МэВ возможно создание установки для нейтронной терапии с дальнейшим размещением ее в онкологической клинике.

Ключевые слова: ускоритель, быстрые нейтроны, эпителиальные нейтроны, поток нейтронов, формирователи спектров, нейтронная терапия.

Keywords: accelerator, fast neutrons, epithermal neutrons, neutron flux, beam shaping assembly, neutron therapy.

ВВЕДЕНИЕ

По современным представлениям до 3/4 онкологических больных нуждаются в том или ином виде лучевого лечения. К сожалению, в целом ряде случаев традиционные источники излучения (фотоны, электроны) оказываются малоэффективными, а в случае радиорезистентных опухолей неэффективными вообще [1]. У таких больных, число которых по различным оценкам составляет от 10 до 30%, целесообразно использовать плотнойонизирующие излучения, для создания которых наиболее широкое применение нашли нейтроны, обладающие рядом радиобиологических преимуществ по сравнению с редкоионизирующими излучениями, чаще всего применяемыми в практике современной лучевой терапии. Слабая зависимость воздействия от фазы клеточного цикла, содержания кислорода, низкая вероятность репарации сублетальных повреждений, ряд других факторов делают использование нейтронов в лучевой терапии оправданным во многих клинических ситуациях.

Дистанционная нейтронная терапия применяется сегодня более чем в 20-ти центрах США, Японии, Германии, Франции, других стран. Накоплен опыт лечения более 30-ти тысяч больных. Для ряда злокачественных новообразований, в частности, опухолей слюнных желез, околоносовых пазух, метастатически пораженных лимфатических узлов шеи, мягкотканых сарком, аденокарцином предстательной железы, доказано преимущество нейтронной терапии над традиционными методами лечения [2, 3].

В России подобные технологии использовались и используются в г. Обнинске (Медицинский радиологический научный центр Министерства здравоохранения РФ, Государственный научный центр РФ-Физико-энергетический институт), г. Томске (НИИ онкологии Томского научного центра Сибирского отделения РАМН, НИИ ядерной физики Томского политехнического университета), г. Снежинске (Челябинский

областной онкологический диспансер, ВНИИТФ – федеральный ядерный центр им. академика Е.И. Забабахина). До настоящего времени в этих центрах осуществлено лечение более 1,5 тысяч больных с тяжелыми прогностически неблагоприятными формами злокачественных новообразований.

В МРНЦ разработаны оригинальные подходы к использованию нейтронов, существенно расширяющие возможности их применения, защищенные авторскими свидетельствами и патентами. Например, сочетанная фотонно-нейтронная терапия с вкладом нейтронов в дозу радикального курса 20–40% дает возможность сохранить многие преимущества чисто нейтронного облучения, существенно уменьшив его побочные эффекты, и повышает эффективность лечения в 1,2–1,5 раза [2, 3].

Пятилетняя общая выживаемость больных местно-распространенным раком молочной железы после комплексного лечения, включавшего в себя радикальный курс сочетанной фотонно-нейтронной терапии, составила $63,4 \pm 5,9$ %, а после комплексного лечения, включавшего в себя радикальный курс фотонной терапии, – лишь $41,5 \pm 6,6$ % ($P < 0,005$). Пятилетняя безрецидивная выживаемость больных раком органов ротовой полости и ротоглотки, которым проводилась сочетанная фотонно-нейтронная терапия, составила $41,5 \pm 13,2$ %, а после фотонной терапии аналогичный показатель равнялся $19,0 \pm 6,6$ % ($P < 0,05$) [1, 2].

Весьма перспективной технологией является нейтронозахватная терапия (НЗТ), обладающая высокой избирательностью и эффективностью действия, что обусловлено воздействием вторичного излучения, возникающим при взаимодействии ядер ряда элементов с тепловыми нейтронами. Введение таких элементов в опухолетропные вещества и последующее облучение тепловыми нейтронами позволяет добиваться излечения пациентов при опухолях мозга (мультиформная глиобластома и анапластическая астроцитоза) и меланоме. По данным Hatanaka H. и других исследователей, если при прочих современных технологиях лечения больных такими опухолями мозга пятилетняя выживаемость составляет не более 5%, то нейтронозахватная терапия при соблюдении оптимальных условий увеличивает этот показатель до 29,2% [4–9]. Широкомасштабное внедрение нейтронной терапии в клиническую практику онкологических диспансеров и радиологических центров страны в настоящее время зависит от комплектования этих медицинских учреждений интенсивными источниками нейтронов и практическим освоением персоналом методик и технологий нейтронной терапии, которые накоплены в стране. Отечественный и международный опыт свидетельствует о высокой эффективности использования нейтронов для лечения мягкотканых сарком, ряда опухолей головы и шеи, молочной железы, предстательной железы, рецидивов ряда злокачественных новообразований [10–16].

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ И ПУТИ ЕЕ РЕШЕНИЯ

Для реализации задачи комплектования медицинских учреждений нереакторными интенсивными источниками нейтронов были проведены оценки возможности генерации пучков нейтронов при помощи различных ядерных реакций. Эти реакции, как правило, достаточно хорошо изучены, и задачей является проведение выбора в единой методологии через описание спектра и пространственного распределения выхода нейтронов из толстой мишени. Для реализации этой цели была разработана математическая модель описания источника нейтронов, учитывающая релятивистскую составляющую для энергий нейтронов больше 100 кэВ, что позволило более точно описать экспериментальные данные [17]. На основании модели написан ряд программ для расчета дифференциального выхода нейтронов из различных ядерных реакций, которые можно реализовать на ускорителе. Точность, с которой может быть рассчитан выход нейтронов, для большинства реакций составляет 5%. Авторами проведен сравнительный анализ различных реакций. Выбор реакции для решения конкретных приклад-

ных задач определяется параметрами ускорителя, необходимой энергией нейтронов, а также практической возможностью использования трития в качестве мишени. Для ускорителя с предельной энергией 2,5–3 МэВ наибольший выход нейтронов может быть получен с использованием реакций ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ и ${}^9\text{Be}(d,n){}^{10}\text{B}$, ${}^7\text{Li}(d,n){}^2{}^4\text{He}$. Ядерные реакции, протекающие в мишени из металлического лития при бомбардировке ионами водорода (протоны, дейтроны) с энергией 2–3 МэВ, являются наиболее перспективными для создания терапевтических пучков нейтронов с различными энергиями. Реакция ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ обладает наиболее подходящим спектром и выходом нейтронов для создания пучков эпитепловых нейтронов, необходимых для проведения нейтронозахватной терапии (рис. 1, 2).

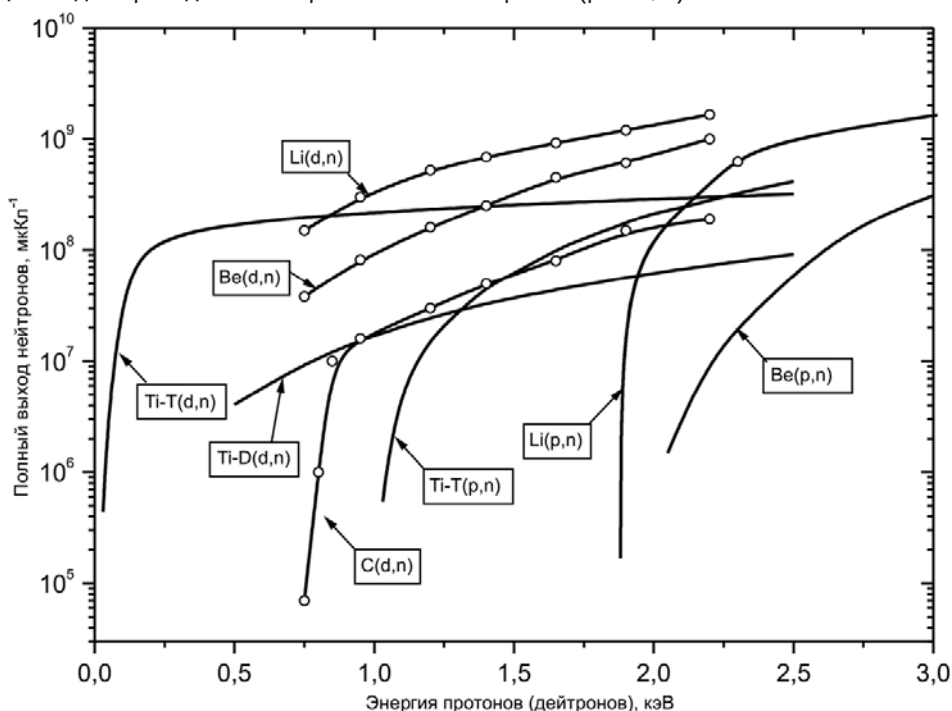


Рис. 1. Зависимость полного выхода нейтронов из толстых мишеней для различных ядерных реакций от энергии падающих частиц [17, 18]

Диапазон энергии генерируемых нейтронов может быть сравнительно просто приведен к оптимальному для НЗТ диапазону – 1эВ – 10 кэВ путем пропускания через блок замедления-формирования [20]. С помощью этой же реакции могут быть получены пучки быстрых нейтронов с энергией 0,1–0,8 МэВ, перспективные для проведения дистанционной терапии, а также бустовой (дистанционной терапии, усиленной эффектом захвата нейтронов, например, в боре-10). Для терапии быстрыми нейтронами весьма перспективной представляется реакция ${}^7\text{Li}(d,n){}^2{}^4\text{He}$ (рис. 3), обеспечивающая высокий выход и энергию нейтронов.

Достоинством также является возможность использования унифицированной мишени для генерации нейтронов различных энергий, позволяющая осуществить все известные варианты нейтронной терапии.

Важным этапом работ по созданию медицинского пучка нейтронов является выбор материалов и геометрии блока замедления-формирования. Для работы с протонным пучком при энергиях от порога реакции (1,880 МэВ) до 3 МэВ был произведен поиск оптимального материала для изготовления блока замедления-формирования. При оптимизации выбрана схема максимизации эпитеплового нейтронного потока (1 эВ – 10 кэВ) при минимизации дозы от протонов отдачи и гамма-лучей. Исследовались как

отдельные химические элементы для определения наиболее эффективных, с точки зрения формирования эпитеплового пучка, так и доступные вещества на их основе, из которых можно изготовить блок замедления-формирования.

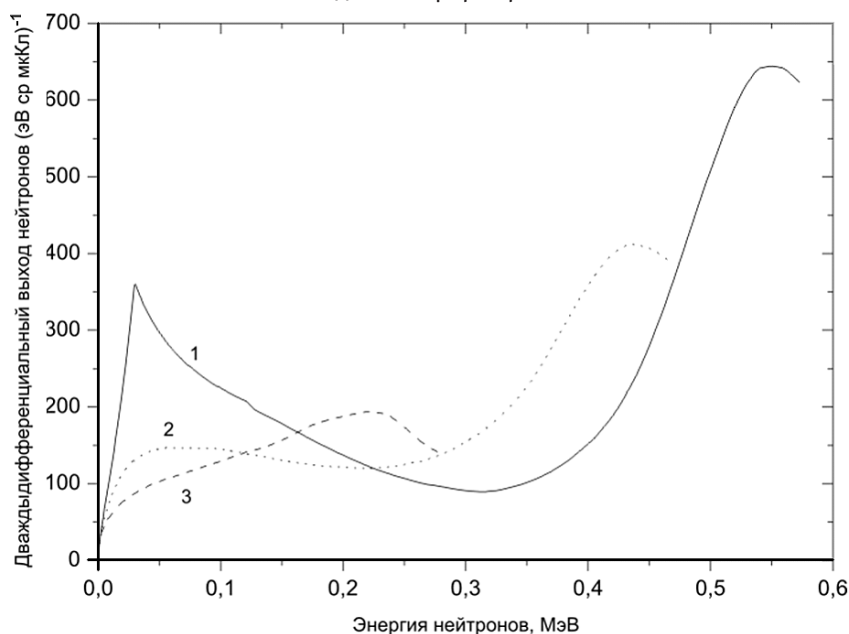


Рис. 2. Энергоугловое распределение нейтронов в реакции ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$: 1 – 0° ; 2 – 45° ; 3 – 90° для толстой металлической ${}^7\text{Li}$ -мишени при начальной энергии протонов 2,3 МэВ [17–19]

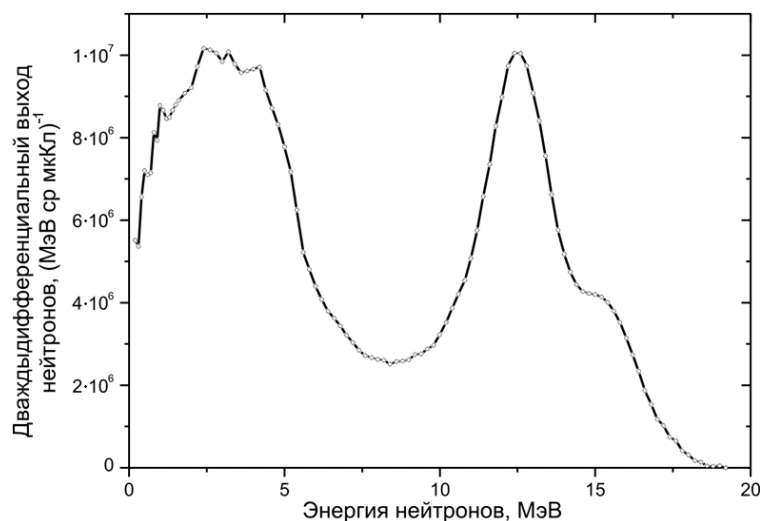


Рис. 3. Энергетический спектр нейтронов из реакции ${}^7\text{Li}(d,n){}^{24}\text{Ne}$ для толстой мишени под углом 0° , энергия дейтронов 2 МэВ [21]

Результаты расчетов показали, что оптимальным материалом для блока замедления-формирования является керамика из фторида магния (MgF_2 , плотность $3,18 \text{ г/см}^3$). Исследования проведены для различных энергий падающих на мишень протонов [20, 22]. Из расчетов следует, что наиболее оптимально использование протонов с энергией 2,3–2,5 МэВ. На основании выбранного материала для изготовления блока замедления-формирования были проведены оптимизационные исследования его конструкции. Исследования проводились для реальной геометрии блока. В качестве критерия качества

использовалось распределение поглощенной дозы внутри водного фантома. Из соображения цена-качество, а именно, использование сравнительно дешевого, но приемлемого с точки зрения формирования пучка, относительно фторида магния политетрафторэтилена в качестве внешнего материала блока замедления-формирования предложено разработать комбинированный блок замедления-формирования из фторида магния и политетрафторэтилена (рис. 4).



Рис. 4. Блок замедления-формирования эпитеплового пучка нейтронов для нейтронозахватной терапии:
 1 – ионопровод;
 2 – политетрафторэтилен;
 3 – фторид магния;
 4 – фильтр порта облучения от тепловых нейтронов и гамма-лучей;
 5 – делIMITер (финальный формирователь геометрии терапевтического пучка);
 6 – порт облучения

Для блока рассчитаны значения поглощенной дозы внутри фантома (рис. 5).

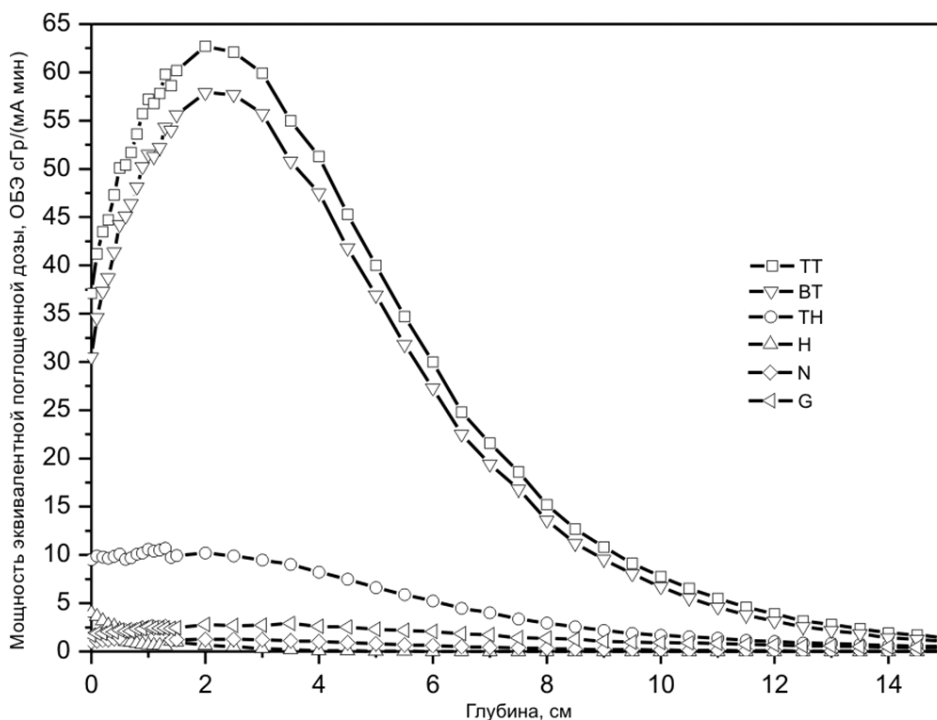


Рис. 5. Распределение по глубине фантома биологически взвешенной мощности дозы. Материал замедлителя – MgF_2 , размер $40 \times 40 \times 40$ см, энергия протонов 2,3 МэВ, ток пучка 1 мА: ТТ – полная доза в опухоли; ВТ – доза в опухоли от реакций на ^{10}B ; ТН – полная доза в здоровой ткани; Н – доза от протонов отдачи; N – доза от взаимодействия с азотом; G – доза от гамма-лучей. Расчет выполнен для фантома со слоями кожа-кость-мозг

Методом времени пролета измерен спектр нейтронов, покидающих блок замедления-формирования в диапазоне энергий 2 эВ – 0,5 МэВ. Результаты измерения спектра нейтронов хорошо согласуются с результатами расчетов методом Монте-Карло [23].

Произведено сопоставление полученных результатов с мировыми аналогами. Раз-

работанный блок не уступает лучшим образцам по мощности и достижимой глубине облучения [19, 20, 24].

Плотность потока эпитепловых нейтронов в порте облучения при токе пучка протонов на мишени 10 мА (тепловая мощность, выделяемая в мишени, 20–25 кВт) превышает $5 \cdot 10^9 \text{ см}^{-2} \text{ с}^{-1}$, что обеспечивает длительность сеанса облучения порядка пяти минут при величине поглощенной дозы в опухоли ~ 2 Гр. Следует сказать, что конструкция блока замедления-формирования может предусмотреть наличие до пяти портов облучения с разными характеристиками пучков (соотношение интенсивности и качества).

Как уже отмечалось, для дистанционной терапии могут быть применены пучки нейтронов из реакции ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ (энергия нейтронов 0,1–0,8 МэВ) и ${}^7\text{Li}(d,n){}^24\text{He}$ (энергия нейтронов до 18 МэВ). Для достижения максимально возможной глубины проведения терапии наибольший интерес представляет реакция ${}^7\text{Li}(d,n){}^24\text{He}$.

На рисунке 6 представлены результаты расчета поглощенной дозы при облучении фантома пучком нейтронов из реакции ${}^7\text{Li}(d,n){}^24\text{He}$. Из рисунка видно, что для этого источника нейтронов глубина половинного ослабления дозы от протонов отдачи составляет 5,5 см. Полный выход нейтронов принимался равным $1,3 \cdot 10^{12} \text{ мА}^{-1}$.

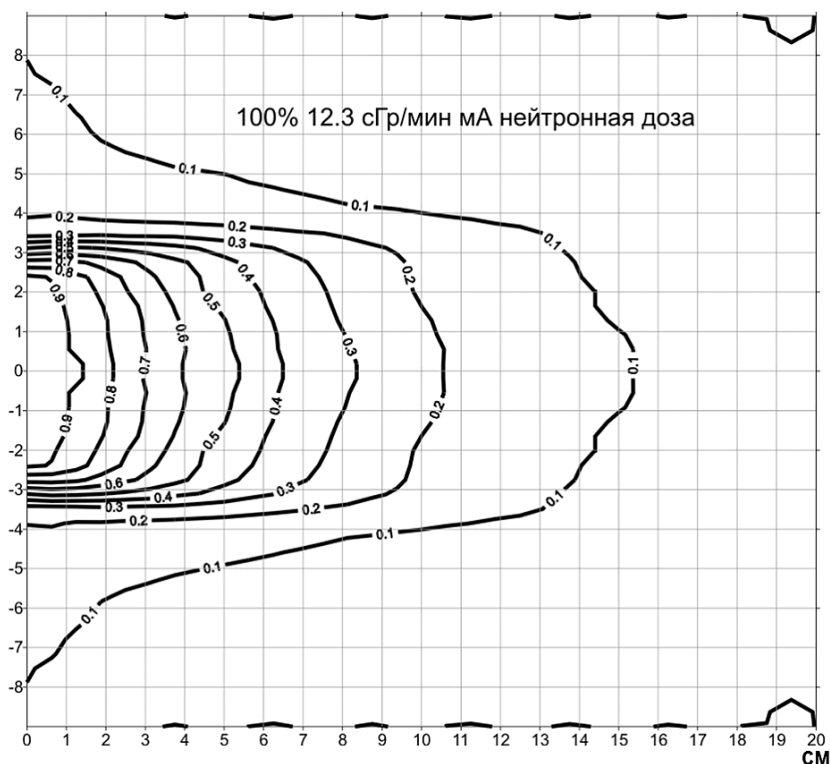


Рис. 6. Распределение поглощенной дозы внутри фантома в долях от максимальной дозы, \varnothing коллиматора 6 см

Доза, создаваемая гамма-лучами захвата тепловых нейтронов в водороде фантома, практически равномерно распределена по всему объему фантома и не превышает 1% от величины дозы от протонов отдачи. Величина создаваемой гамма-лучами, рождающимися в мишени, мощности дозы не превышает 2% от мощности эквивалентной протонной дозы. Характеристики пучка нейтронов можно изменить путем использования полиэтиленового фильтра, который заметно изменяет соотношения интенсивности нейтронов в жесткой и мягкой областях спектра. Выполнен расчет поглощенной дозы для медицинского пучка малого диаметра. Результат показывает, что такие каналы могут быть использованы для избирательного облучения нейтронами аналогично «гамма-

ножу», поскольку область облучения имеет четко сформированные границы, а ее диаметр может быть меньше диаметра прицельного объема (~6 см), что позволит проводить щадящее облучение с разных направлений. Эти обстоятельства дают дополнительные возможности при планировании нейтронной терапии.

Наряду с нейтронным каналом мишень является интенсивным источником β^- -излучения от распада изотопа ^8Li , образующимся в реакции $^7\text{Li}(d,p)^8\text{Li}$. Радионуклид ^8Li является чистым β^- -излучателем с периодом полураспада 0,83 с и энергией β^- -распада ~13 МэВ. Около 80% электронов распада ^8Li имеют энергию более 4 МэВ. На основании имеющихся данных по сечению реакции $^7\text{Li}(d,p)^8\text{Li}$ был рассчитан выход радионуклида ^8Li из толстой литиевой мишени. Расчет производился в рамках модели непрерывного торможения ионов дейтерия в металлическом литии с использованием имеющихся данных по тормозной способности ионов дейтерия. При энергии дейтронов 2 МэВ выход ^8Li из толстой мишени составляет $4,5 \cdot 10^8$ мкКл $^{-1}$. Расчетная мощность дозы, создаваемая электронами распада ^8Li на расстоянии 150 мм от мишени, составляет ~0,05 Гр/с. Результаты расчетов были экспериментально проверены дозиметрическими измерениями с помощью миниатюрных ионизационных камер. Источник излучения с такими характеристиками позволяет производить одновременно облучение плотно- и редкоионизирующим излучением с различным относительным вкладом. Он представляет определенный интерес для радиотерапии, поскольку фактор одновременности существенно изменяет условия проведения сочетанной терапии, и весьма вероятно повлияет на ее эффективность в сторону увеличения [25].

Таким образом, источник на основе ускорителя дейтронов с энергией 2–3 МэВ и при использовании реакции $^7\text{Li}(d,n)^2^4\text{He}$ обеспечивает глубину половинного ослабления дозы ~5,5 см и может рассматриваться в качестве перспективной установки для дистанционной нейтронной терапии в условиях клиники.

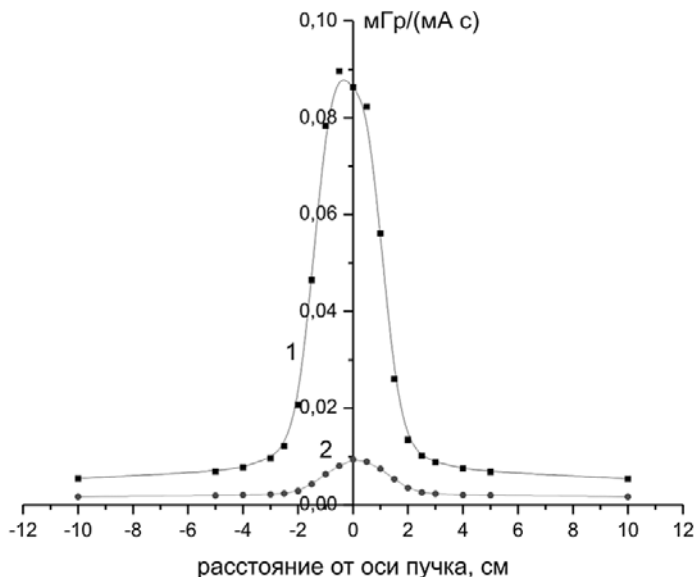


Рис. 7. Мощность поглощенной дозы при использовании коллиматора с каналом \varnothing 2 см. Профиль пучка у стенки фантома

Для проверки результатов расчета на ускорителе КГ-2,5 ГНЦ РФ-ФЭИ были проведены эксперименты по измерению дозы внутри водного фантома. Для этих экспериментов были изготовлены формирователи пучков эпитепловых и быстрых нейтронов, нейтроногенирующая мишень и собрана система измерения поглощенной дозы внутри

водного фантома. Результат измерения дозы для канала малого диаметра представлен на рис. 7. Измерения проводились двумя ионизационными камерами. Одна из них – RTW изготовлена из тканезквивалентного пластика, и во время измерений через нее пропусклся тканезквивалентный газ, вторая – RMW изготовлена из магния, и во время измерения через нее пропусклся аргон. Магниева камера малочувствительна к нейтронам, и на основе разности показаний дозиметров можно судить о нейтронной дозе в данной точке фантома [26]. Для измерений использовались дозиметры ДКС-101.

ВЫВОДЫ

На основании расчетов и проведенных экспериментов разработана концепция создания универсальной установки для проведения дистанционной нейтронной и нейтронозахватной терапии. Установка включает в себя ускоритель ионов водорода с энергией 2,5–3 МэВ и током пучка более 5 мА, нейтронообразующую литиевую мишень, блоки формирования пучков быстрых и эпитепловых нейтронов, систему планирования терапии на основе расчета переноса излучения методом Монте-Карло, комплекс дозиметрического оборудования. Эксперименты проводились на ускорителе КГ-2,5 ГНЦ РФФЭИ при энергии протонов и дейтронов 2–2,3 МэВ и тока пучка на мишени 1 мА. Ускоритель был разработан в НИИЭФА им Д.В. Ефремова и установлен в ФЭИ в конце шестидесятых годов. К сожалению, состояние ускорителя позволило лишь производить принципиальную проверку основных положений концепции, в частности, облучения пациентов. Для проведения реальных клинических испытаний необходимо использовать, например, коммерчески доступный ускоритель на энергию 3 МэВ и ток 10 мА. Этот ускоритель будет укомплектован разработанными блоками на основе фторида магния для нейтронозахватной терапии и коллимирующим блоком для дистанционной терапии, разработанной мишенью, способной работать с пучками мощностью 30 кВт. Дальнейшим развитием применения установки можно считать изучение возможной сочетанной электронно-нейтронной терапии, которую можно осуществить при использовании пучка нейтронов, электронов и гамма лучей, генерируемых при облучении литиевой мишени дейтронами.

Работа проводилась при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации, государственный контракт №14.512.11.0107.

Литература

1. Цыб А. Ф., Мардынский Ю. С., Ульянов С. Е. Нейтроны в лечении злокачественных новообразований / – Обнинск: МРНЦ РАМН – 2003.
2. Гулидов И. А., Мардынский Ю. С., Цыб А. Ф. и др. Нейтроны ядерных реакторов в лечении злокачественных новообразований. – Обнинск: МРНЦ РАМН. – 2001. – 132 с.
3. Развитие биомедицинских и физических основ использования реакторных нейтронов для дистанционной, нейтронозахватной и сочетанной лучевой терапии / Отчет МРНЦ РАМН, Обнинск. – 2004.
4. Nakagawa Y., Hatanaka H. Boron neutron capture therapy. Clinical brain tumor studies // J. Neuro-Oncology. – 1997. - V. 33. N. 1&2. – P. 105–115.
5. Sweet W.H. Early history of development of boron neutron capture therapy of tumors // J. Neuro-Oncology. – 1997. - V. 33. - N. 1&2. – P. 19–26.
6. Barth R.F., Coderre J.F., Vicente M.G. et al. Boron neutron capture therapy of cancer: current status and future prospects // Clin. Cancer Res. – 2005. – V. 11. – N. 11. – P. 3987-4002.
7. Barth R.F., Soloway A.H. Boron neutron capture therapy of brain tumors – current status and future prospects // J. Neuro-Oncology. – 1997. - V. 33. - N. 1&2. – P. 3–7.
8. Barth R.F., Soloway A.H., Brugger R.M. Boron neutron capture therapy of brain tumors: past history, current status, and future potential // Cancer Invest. – 1996. - V. 14. - N. 6. – P. 534–550.
9. Capala J., Skold K., Stenstam B.H. et al. Clinical BNCT studies in Sweden. In: Research and Development in Neutron Capture Therapy (W. Sauerwein, R. Moss, A. Witting), Essen, 2002. – P. 1101–1106.

10. Грибова О.В. Результаты комбинированного и лучевого лечения злокачественных новообразований слюнных желез и прогностически неблагоприятного рака щитовидной железы с применением быстрых нейтронов 6,3 МэВ // Сибирский онкологический журнал. 2009. Приложение № 1. С. 51-52.
11. Douglas J.D., Koh W.J., Austin-Seymour M., Laramore G.E. Treatment of Salivary Gland Neoplasms with fast neutron Radiotherapy // Arch Otolaryngol Head Neck Surg. Vol. 129, 944-948. Sep. 2003.
12. MacDougall R.H., Orr J.A., Kerr G.R. and Duncan W. Fast neutron treatment for squamous cell carcinoma of the head and neck: final report of Edinburgh randomised trial. BMJ. 1990 December 1; 301(6763): 1241-1242.
13. Wagner F.M. et al. Neutron medical treatment of tumours – a survey of facilities // 2nd International workshop on fast neutron detectors and applications. 2012.
14. Бобкова Г.Г., Важенин А.В. Место нейтронной терапии в паллиативном лечении при метастазах в лимфатические узлы шеи без первичного очага, в головной мозг, головы и шеи // Успехи современного естествознания, 2012 – №8 – С. 8-14
15. Мусабаяева Л.И., Лисин В.А. и др. Нейтронная и нейтронно-фотонная терапия в лечении местнораспространенных форм рака молочной железы и местных рецидивов. // Практическая медицина, 2009 – №36 – С. 45-46
16. Лукина Е.Ю., Важенин А.В. и др. Оценка эффективности применения сочетанной фотонно-нейтронной терапии в зависимости от глубины залегания первичного очага у пациентов со злокачественными опухолями головы и шеи // Диагностика и лечения опухолей головы и шеи, 2011 – №3 – С. 11-15.
17. Кононов О.Е., Кононов В.Н., Боховко М.В., Чу В.Т. Источники нейтронов на основе ускорителя для нейтронной и нейтронзахватной терапии / Препринт ФЭИ - 2985, 2003.
18. Kononov V.N., Bokhovko M.V., Kononov O.E. et al. Accelerator-based fast neutron source for fast neutron therapy // Nucl. Instr. & Meth., A564, 525-531. 2006.
19. Кононов В.Н., Коробейников А.В., Коробейников В.В., Кононов О.Е., Соловьев Н.А. Использование функций влияния при оптимизации пучков нейтронов для целей нейтронной терапии / Известия вузов. Ядерная энергетика. 2008. № 4. С. 146-156.
20. Kononov O.E., Kononov V.N., Bokhovko M.V., Korobeynikov V.V., Soloviov N.A., Sysoev A.S., Gulidov I.A., Chu W.T., Nigg D.W. Optimization of an accelerator-based epithermal neutron source for neutron capture therapy // Applied Radiation and Isotopes. 61, 1009 – 1013, 2004.
21. Кононов О.Е. Источники нейтронов на базе ускорителей для задач нейтронной и нейтронзахватной терапии. / Диссертация на соискание степени кандидата физ.-мат. наук. Обнинск: 2010. – С. 81-86.
22. Kononov O.E. Epithermal neutron source based on ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ reaction optimization for neutron capture therapy. // Proc. third young members neutron capture therapy meeting, Pisa, Italy, 2003.
23. Kononov V.N., Bokhovko M.V., Kononov O.E., Korobeynikov V.V., Soloviev N.A. The time-of-flight epithermal neutron spectrum measurement from accelerator based BNCT facility / Advances in Neutron capture therapy. Proceedings of ICNCT-12 – 2006 - P.368-370.
24. Binns P.J., Riley K.J., Harling O.K. Dosimetric comparison of six epithermal neutron beams using an ellipsoidal water phantom / Research and development in neutron capture therapy // Monduzzi Editore – 2002 – P.405-409.
25. Бекетов Е.Е. Влияние сочетанного гамма-нейтронного облучения на гибель опухолевых клеток in vitro и in vivo / Автореферат на соискание ученой степени к.б.н. Обнинск, 2012.
26. Jaarvinen H., Voorbraak P.W. Recommendation for the dosimetry of the Boron Neutron Capture Therapy / NRG report 21425/03.55339/C, Petten.

Поступила в редакцию 10.10.2013

УДК 621.039.052

Numerical simulation of the coolant flow in the porous body model of a fast breeder reactor \ Leskin S.T., Slobodchuk V.I., Shelegov A.S., Yaurov S.V., Chistozvonova E.A., Sorokin A.P., Opanasenko A.N., Kalyakin S.G., Zaryugin D.G.; Editorial board of journal «Izvestia visshikh uchebnikh zavedeniy. Yadernaya energetica» (Communications of Hier Scools. Nuclear Power Engineering) – Obninsk, 2013. – 8 pages, 8 illustrations. – References, 5 titles.

The results of numerical simulation of the coolant flow in the model of a fast breeder reactor are presented. 3D-model of an experimental facility is developed and the simulation is carried out with ANSYS CFD code. The porous body approach is used for simulation of complicated elements of the reactor model such as heat exchangers, reactor core. The numerical results of thermohydraulic characteristics for the case of the coolant forced circulation as well as for the case of emergency cooling are presented. The numerical results are in qualitative agreement with the experimental data. The performance capability of a passive emergency cooling system with self-contained heat exchangers is confirmed.

УДК 53.072.8

Conception design of intensive nonreactor neutron source based on hydrogen ion accelerator \ Kononov O.E., Kononov V.N., Bokhovko M.V., Gremiachkin D.E.; Editorial board of journal «Izvestia visshikh uchebnikh zavedeniy. Yadernaya energetica» (Communications of Hier Scools. Nuclear Power Engineering) – Obninsk, 2013. – 9 pages, 7 illustrations. – References, 3 titles.

Creation of intensive neutron source for various types of neutron therapy is discussed. The way to generate intensive neutron beams and they ability is described. Shown that accelerator with 3 MeV beam energy it is possible to create neutron facility for oncology clinic.

УДК 621.039.526.034+621.039.546.8:536.24

Experimental analysis of flowrates distribution features in double-loop reactor channels \ Avdeev E.F., Chusov I.A.; Editorial board of journal «Izvestia visshikh uchebnikh zavedeniy. Yadernaya energetica» (Communications of Hier Scools. Nuclear Power Engineering) – Obninsk, 2013. – 7 pages, 5 illustrations. – References, 5 titles.

Experimental data on the flowrate distribution in working channels dummies of «Research reactor model» experimental facility with double-loop configuration are provided. The procedures of experiments performance and received experimental data processing are provided in detail. Based on the fulfilled experiments, the conclusion was made on applicability of the obtained data for the reactor plant safety analysis.

УДК 532.5

The equations and algorithms for the calculation of temperature fields of shells of revolution in aerodynamic flow considering dependence of its material properties on the temperature \ Rozman L.S.; Editorial board of journal «Izvestia visshikh uchebnikh zavedeniy. Yadernaya energetica» (Communications of Hier Scools. Nuclear Power Engineering) – Obninsk, 2013. – 7 pages, 4 illustrations. – References, 6 titles.

Due to the rapid development of space exploration programs using rockets with nuclear facilities there was a necessity to quickly and efficiently calculate temperature fields of head part of missile to ensure safe transport of nuclear installations to orbit. We consider the formulation and solving algorithms of the non-stationary problem for calculation of temperature fields of shell of revolution in high-temperature aerodynamic flow with known temperature. We propose and consider the physical model and calculation of temperature fields in the frontal part and in circle sections of the shell of revolution. The proposed physical model of shell heat transfer with the ablation of material will predict the ability to perform the targeting of the shell by calculating the temperature fields and the total thickness of entrained layers for different possible values of the parameters defining the ablation parameters for shell material.

УДК 621.039.516

The comparison analyses of VVER REMIX-fuel characteristics when multiple recycling were made \ Dekusar V.M., Kagramanyan V.S., Kalashnikov A.G., Kapranova E.N., Korobitsyn V.E., Puzakov A.Yu.; Editorial board of journal «Izvestia visshikh uchebnikh zavedeniy. Yadernaya energetica»