

УДК 621.039

О.О. Новожилова, М.А. Егошин, А.Г. Мелузов, А.В. Безносков

УСКОРИТЕЛЬНО-УПРАВЛЯЕМАЯ СИСТЕМА КАК ИСТОЧНИК НЕЙТРОНОВ ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ПРИЛОЖЕНИЙ

Нижегородский государственный технический университет им. Р.Е. Алексеева

Проанализированы принципиальные возможности использования в медицинской практике ускорительно-управляемой системы как специализированного инструмента для организации нейтронозахватной терапии (НЗТ). Генерация нейтронного потока с помощью «стандартного» ускорителя электронов может стать альтернативой реакторным пучкам, с возможностью размещения подобной установки непосредственно в медицинской клинике. В качестве материала мишени и теплоносителя выбран жидкий галлий как обладающий необходимыми параметрами безопасности и термогидравлическими характеристиками. Принцип работы подобной системы заключается в следующем. При взаимодействии ускоренных электронов с галлиевой мишенью возникающее тормозное гамма-излучение инициирует реакцию фоторождения нейтронов в области гигантского дипольного резонанса $^{69,71}\text{Ga}$ (γ , n). В данных условиях вероятность захвата нейтронов в галлии подавлена и общий выход с поверхности мишени практически равен 100%. Таким образом, использование фотоядерных процессов, инициируемых электронным пучком в жидкометаллической галлиевой мишени, позволит получить высокоинтенсивный источник нейтронов для целей НЗТ без использования делящихся материалов.

Ключевые слова: нейтронозахватная терапия, фотонейтроны, галлий, жидкометаллическая мишень, электронный ускоритель.

Введение

Достижения науки и техники в области физики атомного ядра оказали значительное влияние на развитие многих отраслей человеческого знания, что позволило разработать новые средства и способы научного исследования не только в сферах, непосредственно связанных с физикой. В современную медицинскую практику многие идеи и технические средства для предупреждения болезней и борьбы с ними пришли именно из физики. Ядерная физика предоставила новые, весьма ценные методы изучения процессов, происходящих на клеточном уровне, диагностики и лечения заболеваний на самых ранних стадиях.

Одним из направлений медицины, которое сейчас бурно развивается благодаря достижениям современной ядерной физики и промышленности, является ядерная медицина, к которой можно отнести и лучевую терапию. Среди всех видов опухолевых образований более 30% не поддаются лечению уже ставшим традиционным фотонным излучением [1]. В таких случаях вариантом воздействия может стать нейтронная терапия. Для иллюстрации возможности применения ускорительно-управляемой системы для медицинских приложений рассмотрим один из вариантов нейтронной терапии – нейтронозахватный (НЗТ). Эффективность НЗТ заключается в бинарности данной методики, которая использует два отдельных компонента для создания терапевтического эффекта. Каждый компонент в отдельности не обладает противоопухолевыми свойствами, но их комбинация производит высокий летальный эффект. Первый компонент – нетоксичный, нерадиоактивный изотоп, обладающий большим сечением поглощения нейтронов (сотни тысячи барн), который селективно накапливается или вводится в опухолевые ткани (^{10}B , ^{64}Ga , ^{113}Cd). Второй – пучок плотноионизирующего излучения необходимой геометрической формы и спектрального состава. Таким образом, достигается прицельное (таргетное) уничтожение опухолевых и сохранение здоровых клеток [2].

В современном мире нейтронная терапия проводится на пучках исследовательских ядерных установок [3-6, 15], которые в силу своей специфики (массогабаритные показатели, требования радиационной безопасности, медицинской и экономической приемлемости) не мо-

гут быть размещены непосредственно в клинике. Альтернативой может стать технология генерации нейтронного потока с помощью «стандартного» ускорителя электронов на специально разработанной ускорительно-управляемой системе.

Промышленные электронные ускорители обладают необходимыми характеристиками для создания нейтронных полей: большие токи пучков миллиамперного диапазона, долговременная стабильная работа, компактные конфигурации (рис. 1). Но возрастают требования непосредственно к мишенным устройствам, что связано с высокой плотностью энерговыделения (сотни кВт) и проблемой обеспечения стабильного теплоотвода от материала мишени.

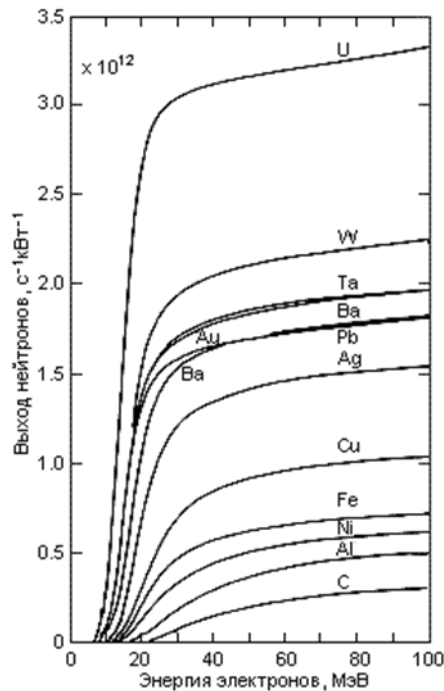


Рис. 1. Выход нейтронов в фотоядерных реакциях

Качество нейтронных пучков для НЗТ

Допустимый набор основных характеристик терапевтических пучков нейтронов определен для нормированного содержания ¹⁰B в здоровой ткани (18 ppm) и опухоли (65 ppm) и формулируется следующим образом [8].

- плотность потока эпитепловых нейтронов: $\Phi_{epi} > 2 \cdot 10^9$, н/см²·с;
- отношение мощности поглощенной дозы быстрых нейтронов к плотности потока эпитепловых нейтронов: $D_{fast}/\Phi_{epi} < (2 \div 5) \cdot 10^{-13}$, Гр·см²;
- отношение мощности поглощенной дозы гамма-излучения к плотности потока эпитепловых нейтронов: $D_{\gamma}/\Phi_{epi} < (2 \div 5) \cdot 10^{-13}$, Гр·см²;
- отношение аксиального тока эпитепловых нейтронов к потоку: $J_{epi}/\Phi_{epi} > 0,7$.

В табл. 1 представлены характеристики нейтронных пучков существующих и проектируемого реакторов:

- «эталонный» для НЗТ пучок FCB (Fission Converter Based) MIT [9];
- пучок эпитепловой колонны реактора TAPIRO [9, 10], ориентированный на применение в НЗТ;
- пучок специализированного медицинского реактора MAPC [11].

Таблица 1

Характеристики «in air» пучков нейтронов, предназначенных для НЗТ

	Φ_{tot}/Φ_{epi} $\times 10^9$, $\text{см}^{-2}\text{с}^{-1}$	«Загрязнение» пучка				J_{epi}/Φ_{epi}	Средняя энергия, МэВ
		Φ_{fast}/Φ_{tot} , % $\times 100$	Φ_{th}/Φ_{tot} , % $\times 100$	D_{γ}/Φ_{epi} , $\text{сГр}\cdot\text{см}^2$ $\times 10^{-11}$	D_{fast}/Φ_{epi} , $\text{сГр}\cdot\text{см}^2$ $\times 10^{-11}$		
Парадигма НЗТ	≥ 1	$\rightarrow 0$	$\rightarrow 0$	$< (2 - 5)$	$< (2 - 5)$	$\geq 0,7$	
MITR (США)	4,2/?			1,3	4,3	0,84	
ТАПИРО (Италия)	1,1/0,80	6	20	6,74	4,25	0,81	0,0087
МАРС (Россия)	1,5/1,0	13	6	6,14	11,8	0,75	0,036

Важно, чтобы разрабатываемая ускорительно-управляемая система позволяла по возможности получать универсальный пучок нейтронов, способный проводить лечение опухолевых образований, расположенных на разных глубинах, а также соблюдалось основополагающее требование любой лучевой терапии: не превышение предела дозы для здоровой ткани и разумное время облучения пациента.

Конструктивная схема ускорительно-управляемой системы для медицинских приложений

Схема ускорительно-управляемой системы для медицинских приложений в своей основе должна содержать следующие основные блоки: ускоритель частиц (электронов), мишень, канал вывода пучка нейтронов, коллимационную систему. В качестве вспомогательных необходимы системы: поддержания рабочих параметров, защиты пациентов и персонала и др. (рис.2).

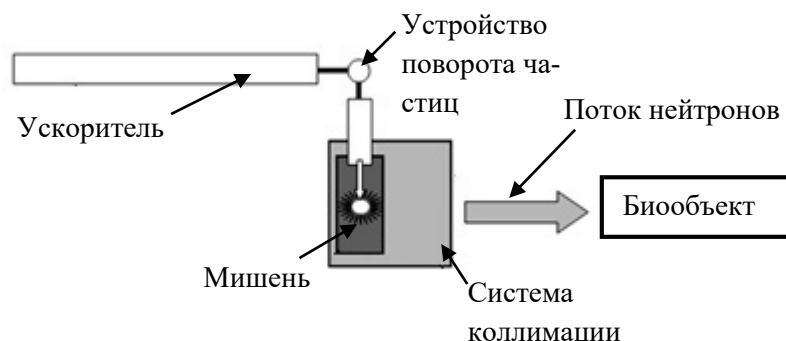


Рис. 2. Принципиальная схема ускорительно-управляемой системы для медицинских приложений

Конструкция мишени, исходя из функционального назначения, должна удовлетворять следующим основным требованиям:

- обеспечивать эффективное размножение нейтронов в результате нейтронно-физических реакций;
- обеспечивать температурное поле в мишени, исключая недопустимые значения температур.

Выбор материала мишени ускорительно-управляемой системы

Традиционно в качестве материала мишени рассматриваются металлы с большим атомным номером (W , Va , Mo и др.). Преимуществом твердых мишеней является то, что радиоактивные нуклиды, возникающие в результате ядерных реакций, остаются, в основном, в металлической матрице и практически не выходят наружу и в теплоноситель, в результате в контуре

охлаждения мишени накапливается меньше наведенной активности, что облегчает его обслуживание и эксплуатацию. Основным недостаток твердых мишеней – необходимость создания принудительной циркуляции теплоносителя для обеспечения интенсивного теплоотвода и высокие термоциклические нагрузки в теле мишени.

В качестве перспективных мишенных материалов рассматриваются жидкие металлы, которые могут совмещать в себе несколько функций и обладают рядом преимуществ [12]:

- не испытывают радиационных повреждений как твердые тела;
- способны отводить высокотемпературное тепло при высокой удельной энергонапряженности и низком давлении;
- сравнительно малое сечение поглощения нейтронов;
- позволяют совместить в себе функцию теплоносителя и размножающего нейтроны вещества;
- выдерживают ударные нагрузки, возникающие в процессе работы ускорителя.

В проектах промышленных нейтроногенерирующих мишеней рассматривалось применение свинцового теплоносителя – доступного и технологичного материала. Его главным недостатком является высокая температура плавления (327°C), что требует создания мощных систем поддержания рабочей температуры теплоносителя в моменты вывода ускорителя из работы (пуск, нерабочее время и т.д.). Более предпочтительным считаются мишени с эвтектическим расплавом свинца-висмута ($T_{\text{пл}} = 125^{\circ}\text{C}$), но генерация альфа-активного полония из висмута, входящего в состав эвтектики, делает неприемлемым ее применение в ускорительно-управляемой системе для медицинских приложений.

Оптимальным теплоносителем для сферы ядерной медицины может стать галлий. Природный галлий состоит из двух стабильных изотопов: ^{69}Ga (60,1%) + ^{71}Ga (39,9%). Это легкоплавкий металл ($T_{\text{пл}} = 29,8^{\circ}\text{C}$) плотностью $5,904 \text{ г/см}^3$ в твердом и $6,095 \text{ г/см}^3$ в жидком состоянии. Галлий очень склонен переохлаждению и может длительное время сохраняться в жидком состоянии, будучи расплавленным и вновь охлажденным [13], что гарантирует возможность ввода в мишень пучка практически любой мощности. Важным с точки зрения безопасной эксплуатации является низкая активность галлия по отношению к кислороду и воде. Чистый и сухой кислород не оказывает заметного воздействия на галлий при температурах до 250°C , а при более высоких галлий окисляется незначительно. Во влажном воздухе (особенно в жидком состоянии) галлий менее стоек и быстро тускнеет. С водородом и азотом галлий непосредственно не соединяется, вода в обычных условиях также не вступает в реакцию с галлием (при отсутствии в ней растворенного кислорода).

Основным недостатком галлия как теплоносителя является его высокая коррозионная агрессивность по отношению к конструкционным материалам. Максимальная температура в галлиевом контуре при использовании аустенитных сталей без наличия на их поверхностях защитных покрытий не должна превышать 350°C . При условии формирования и наличия защитных оксидных покрытий на поверхностях конструкционных материалов данная температура может быть увеличена [12]. При взаимодействии ускоренных электронов с массивной мишенью галлия основным каналом потери энергии является тормозное излучение, энергетический спектр которого имеет непрерывный характер, возникающее тормозное гамма-излучение инициирует реакцию фоторождения нейтронов в области гигантского дипольного резонанса $^{69,71}\text{Ga} (\gamma, xn)$. В этой энергетической области среднее сечение реакции $\text{Ga} (\gamma, n)$ равно 65 мбарн (для сравнения: в данном энергетическом интервале сечения $\text{Pb}(\gamma, n) \sim 280$ мбарн, $\text{Fe}(\gamma, n) \sim 40$ мбарн). Энергия генерируемых нейтронов имеет среднее значение в районе 1 МэВ, поэтому вероятность их захвата в галлии подавлена, и полная утечка с поверхности мишени практически равна 100%. Спектр фотонейтронов достаточно близок к спектру нейтронов деления урана. Активация галлиевого теплоносителя происходит под действием собственных нейтронов и за счет фотореакций [14], что приводит к рождению короткоживущих продуктов ($T_{1/2}$ до 15 час).

Ускорительно-управляемая система с жидкометаллической галлиевой мишенью

В Нижегородском государственном техническом университете им. Р.Е. Алексеева разрабатывается концепция применения подобной ускорительно-управляемой системы с жидкометаллической галлиевой мишенью как источника нейтронов для медицинских приложений, принципиальная схема которой изображена на рис. 3.

В состав ускорительно-управляемой системы входит «стандартный» ускоритель электронов. Через патрубок подвода частиц в мишень ускоренные электроны поступают в рабочую камеру. Полость ускорителя отделяется от рабочей камеры мишени прозрачной для ускоренных электронов перегородкой, которая исключает поступление парогазообразных продуктов взаимодействия ядер теплоносителя и частиц в полость ускорителя.

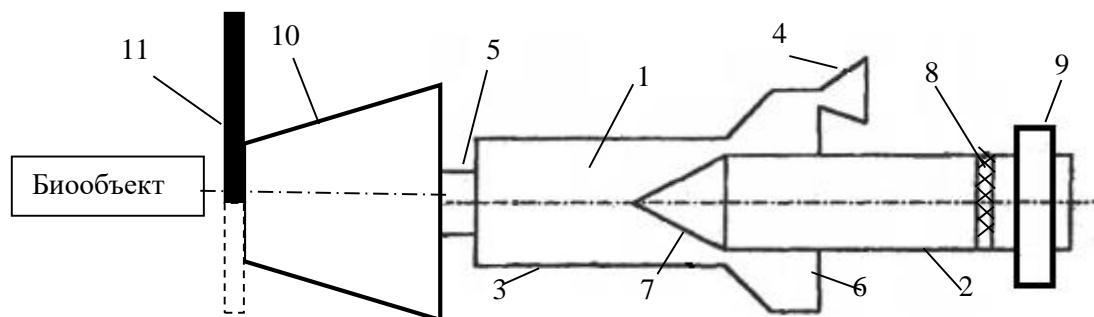


Рис. 3. Принципиальная схема ускорительно-управляемой системы с жидкометаллической галлиевой мишенью

- 1 – рабочая камера (объем мишени, где протекает ядерная реакция размножения нейтронов);
 2 – патрубок подвода частиц от ускорителя; 3 – корпус мишени; 4 – патрубок подвода теплоносителя в рабочую камеру; 5 – патрубок отвода частиц от ускорителя;
 6 – участок отвода теплоносителя, 7 – прочноплотная заглушка («окно»); 8 – перегородка из материала «прозрачного» для частиц, не контактирующая с теплоносителем;
 9 – устройство «запирания» теплоносителя при нештатных ситуациях; 10 – коллимационная система; 11 – подвижный защитный шиббер

Проточная часть жидкометаллической мишени и применение галлия исключает вскипание теплоносителя в объеме мишени. Вскипание недопустимо с точки зрения последующего «схлопывания» образующихся пузырей как на поверхности конструкционных материалов, что может привести к кавитационно-эрозионному разрушению, так и в объеме теплоносителя, вследствие возникновения сопутствующих импульсов давления. В состав коллимационной системы входят следующие элементы: модификатор спектра, «сдвигающий» быстрые нейтроны в эпитепловую область, собственно, коллиматор, собирающий рассеянные в модификаторе или в воздухе нейтроны и направляющий их в канал вывода пучка и нейтронные, а также γ -фильтры, поглощающие тепловые нейтроны и γ -излучение.

В состав системы, обеспечивающей безопасность эксплуатации, входят элементы защиты от случайного переоблучения (подвижный шиббер), устройство «запирания» теплоносителя при нештатных ситуациях (задвижка), а также система разогрева и поддержания (при необходимости) температуры теплоносителя в соответствии с требованиями условий эксплуатации в течение всего срока службы. Принципиально возможно построение ускорительно-управляемой системы, в которой мишень генерирует нейтроны трех диапазонов энергий: теплового, промежуточного и быстрого, а требуемый спектр нейтронов выбирается исходя из целевого применения ускорительно-управляемой системы.

Заключение

Таким образом, использование фотоядерных процессов, инициируемых электронным пучком в жидкометаллической галлиевой мишени, позволит получить высокоинтенсивный источник нейтронов для целей нейтронно-захватной терапии без использования делящихся материалов, обладающий важными для медицинского учреждения свойствами: простота, безопасность эксплуатации, отсутствие долгосрочной активности рабочего тела, минимальное количество требуемого инженерного персонала и специальных систем обеспечения работоспособности установки, а ускорительно-управляемая система построенная на данных принципах может стать универсальным инструментом для применения в лучевой терапии, который возможно будет эксплуатировать непосредственно в крупном региональном медицинском центре.

Библиографический список

1. **Довбня, А.Н.** Нейтроны против рака / А.Н. Довбня, Э.Л. Купленников, С.С. Кандыбей, В.В. Красильников // Физика элементарных частиц и атомного ядра. – 2014. – Т. 45, вып. 5-6. – С. 1750-1786.
2. Current Status of Neutron Capture Therapy. Report of International Atomic Energy Agency, TECDOC – 1223 // VIENNA, 2001, IAEA – May 2001.
3. **Кураченко, Ю.А.** МАРС и ТАПИРО: реакторы малой мощности для нейтронзахватной терапии / Ю.А. Кураченко, Д.Н. Моисеенко // Ядерная энергетик. – 2010. – № 1. – С. 153-163.
4. **Harling, O.K.** Fission reactor based epithermal neutron irradiation facilities for routine clinical application in BNCT – Hatanaka memorial lecture / O.K. Harling // Applied Radiation and Isotopes. 67 (7–8): S7–11.
5. **Мусабаева, Л.И.** Нейтронная терапия на циклотроне У-120. К 30-летию применений нейтронной терапии – обзор результатов научных исследований / Л.И. Мусабаева [и др.] // Медицинская радиология и радиационная безопасность. – 2013. – Т. 58, № 2. – С. 67-71.
6. **Баянов, Б.Ф.** Нейтроногенерирующая мишень ускорительного источника нейтронов для нейтронзахватной терапии / Б.Ф. Баянов, В.П. Белов, С. Ю. Таскаев. – Новосибирск: СО РАН, 2005.
7. **Борисов, Г.И.** Теоретические и экспериментальные физические методы нейтронно-захватной терапии / Г.И. Борисов // Физика элементарных частиц и атомного ядра. – 2011. – Т. 42, вып. 5. – С. 1371-1479.
8. The Basics of Boron Neutron Capture Therapy. – URL: <http://web.mit.edu/nrl/bnct/facilities/facilities.html>.
9. Reattore ТАПИРО: ENEA Internal Document, DISP/TAP/85-1, 1985 // Design of neutron beams for boron neutron capture therapy in a fast reactor/Current status of neutron capture therapy, IAEA-TECDOC-1223, 2001
10. **Rosi, G.** Role of the tapiro fast research reactor in neutron capture therapy in Italy. Calculations and measurements / G. Rosi [et al.] // IAEA-CN-100/97. In: Research Reactor Utilization, Safety, Decommissioning, Fuel and Waste Management. Proc. of an Internat. Conf., 10–14 Nov. 2003, Santiago, Chile. – P. 325-338.
11. **Кураченко, Ю.А.** Оптимизация блока вывода пучка медицинского реактора МАРС / Ю.А. Кураченко // Альманах клинической медицины. – М., 2008. – Т. 17, ч. 1.
12. **Безносков, А.В.** Тяжелые жидкометаллические теплоносители в атомной энергетике / А.В. Безносков, Ю.Г. Драгунов, В.И. Рачков. М.: ИздАТ, 2006.
13. **Иванова, Р.Е.** Химия и технология галлия / Р.Е. Иванова. – М.: Металлургия, 1973.
14. **Кураченко, Ю.А.** Новый интенсивный источник нейтронов для медицинских приложений / Ю.А. Кураченко, Н.К. Вознесенский, А.А. Говердовский, В.И. Рачков // Медицинская физика. – 2012. – № 2. – С. 29-38.
15. **Новожилова, О.О.** Анализ применения ядерных реакторов в медицинской практике / О.О. Новожилова, А.Г. Мелузов, Н.Л. Иванова, М.А. Егошин // Труды НГТУ им. П.Е. Алексеева. – 2017. – № 4 (119). – С. 108-113.

Дата поступления
в редакцию: 02.10.2018

O.O. Novozhilova, M.A. Egoshin, A.G. Meluzov, A.V. Beznosov

**ACCELERATOR-DRIVEN SYSTEM AS THE NEUTRON SOURCE
FOR MEDICAL APPLICATION**

Nizhny Novgorod state technical university n. a. R. E. Alekseev

Purpose: analysis of the possibility of using an accelerated-driven system (ADS) for medical applications.

Results: the main possibilities of using the ADS as a specialized tool for the neutron capture therapy (NST) organization in medical practice are determined. Liquid gallium selected as the target and the heat exchange material that possesses the necessary safety parameters and thermohydraulic characteristics. The operation principle of such system is as follows. Electrons from the accelerator having the energy of 20 – 100 MeV decelerated in the gallium. The incipient deceleration gamma radiation initiates a neutron photoproduction reaction in the area of giant dipole resonance $^{69,71}\text{Ga}(\gamma, xn)$. The energy of generated neutrons is average in the area of 1 MeV, so suppressed the probability of their capture in the gallium, and the total target surface is virtually equal to 100%.

Conclusion: consequently, the use of photonuclear processes initiated by an electron beam in a liquid metal gallium target will make it possible to obtain a high-intensity neutron source for the purposes of neutron-capture therapy without the use of fissile materials.

Key words: neutron capture therapy, photoneutrons, gallium, liquid metal target, electron accelerator.