

ОПТИМИЗАЦИЯ МИШЕНИ ДЛЯ ПРОИЗВОДСТВА ФОТОНЕЙТРОНОВ

Ю.А. Кураченко*, Ю.Г. Забарянский, Е.А. Онищук***

**Обнинский институт атомной энергетики НИЯУ МИФИ*

249040, Калужская обл., г. Обнинск, Студгородок, 1

***АО «ГНЦ РФ-ФЭИ им. А.И. Лейпунского»*

249033, Калужская обл., г. Обнинск, пл. Бондаренко, 1



Рассмотрена возможность создания мощных источников фотонейтронов для медицины. Основой предложенной концепции является жидкий галлий в качестве мишени-теплоносителя для мощного и компактного ускорителя электронов. Стационарный фрагмент мишени – матрица из тугоплавкого вольфрама, через которую протекает галлий, позволяет резко увеличить выход фотонейтронов. При энергиях электронов выше 15 МэВ тормозные γ -кванты, поглощаясь ядрами галлия и вольфрама, производят нейтроны в реакциях (γ, n) в области гигантского дипольного резонанса. Жидкий галлий как мишень (теплоноситель) имеет два неоспоримых достоинства: незначительную активацию и большой температурный диапазон жидкого состояния ($\sim 2200^\circ$), позволяющий достаточно просто обеспечить теплоъем. Представлены результаты расчетов блока вывода фотонейтронов из комбинированной мишени и его адаптации к задачам нейтронной терапии. Сегодня конкурентоспособной нейтронной терапией все в большей степени становится и воспринимается населением именно нейтронно-захватная терапия (НЗТ). Выполнена оптимизация мишени для максимизации НЗТ-характеристик пучка нейтронов при организации практически реализуемой схемы теплоъема. Для нормировки результатов приняты характеристики доступного ускорителя: средний ток 4 мА при энергии электронов 35 МэВ. Оптимальная комбинированная мишень «вольфрам+галлий» в сочетании с оптимальным блоком вывода позволили многократно увеличить интенсивность пучка нейтронов при обеспечении приемлемых условий теплоъема. При скорости теплоносителя 4 м/с максимальная температура вольфрамовой матрицы мишени примерно 1300°C , температура теплоносителя не превышает 290°C . Показано, что при этом качество пучка для НЗТ практически не изменилось, а требуемая для подведения терапевтической дозы экспозиция существенно уменьшилась; плотность потока эпитепловых («терапевтических») нейтронов в позиции пациента примерно в 15 – 40 раз превышает плотность потока существующих и проектируемых реакторных пучков для НЗТ.

Ключевые слова: электронный ускоритель, фотонейтроны, комбинированная мишень, организация теплоъема, защита пациента, уникальные характеристики пучка, современные медицинские технологии.

ВВЕДЕНИЕ

Возможность создания мощных источников фотонейтронов для медицины рассмотрена в [1]. Основой предложенной в [1] концепции является жидкий галлий в качестве мишени для мощного и компактного ускорителя электронов. Тормозное излучение ми-

© Ю.А. Кураченко, Ю.Г. Забарянский, Е.А. Онищук, 2016

шени при энергиях электронов выше 15 МэВ производит нейтроны в реакциях (γ, n) в области так называемого гигантского дипольного резонанса. Схема Генерации ФотоНейтронов и возможное техническое устройство, основанное на этой схеме, кратко именуется СГФН. В [2] представлены результаты расчетов блока вывода фотонейтронов из галлиевой мишени и его применения к задачам нейтронозахватной терапии (НЗТ). В работе рассмотрены проблема снятия радиационного энерговыделения в мишени оптимального состава, а также вопросы адаптации блока вывода нейтронов к задачам НЗТ.

Повысить выход фотонейтронов возможно применением комбинированной мишени, состоящей из стационарной «матрицы» тяжелого тугоплавкого материала и протекающего через матрицу галлия. Такой подход сохраняет экологические преимущества СГФН: теплоносителем остается малоактивируемый Ga с быстро спадающей активностью; матрица из тяжелого материала обеспечивает больший по сравнению с Ga выход нейтронов. Первым этапом расчетных исследований было рассмотрение комбинированных мишеней, составленных из жидкого галлия и вольфрама или урана в качестве материала матрицы, взятых в различных объемных соотношениях с галлием. Расчеты генерации и транспорта излучений выполнены с помощью кодов семейства MCNP [4, 5]. Для простоты расчетная модель оставалась сферической с изотропным источником электронов в центре (см. [1], «Расчетные модели»). Кроме того, эта модель предполагалась гомогенной смесью материала матрицы и теплоносителя. Все результаты нормированы на реальные характеристики доступного компактного ускорителя MEVEX ([3], рис. 1) со средним током 4 мА и энергией электронов 35 МэВ.

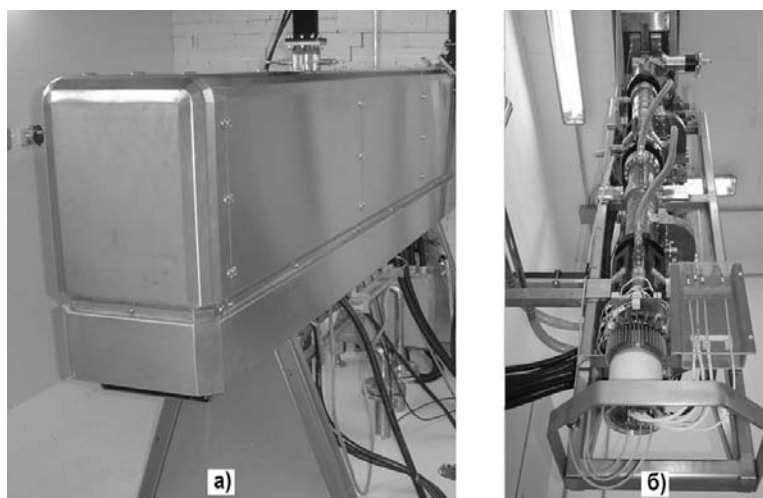


Рис. 1. Ускоритель MEVEX: а) – общий вид; б) – вид со снятым кожухом

По совокупности свойств (основные из них – выход нейтронов, тугоплавкость и термостойкость при хороших теплоемкости и теплопроводности) из тяжелых материалов действительный интерес представляют только вольфрам и уран; другие материалы неконкурентоспособны. Отметим, что переход от простейшей однокомпонентной мишени к последней, представленной (U+Ga), приводит к двойному позитивному эффекту – увеличению выхода «полезных» нейтронов в 2.1 раза, которое сопровождается подавлением выхода «вредного» γ -излучения в 37 (!) раз.

Мишени, описанные в табл. 1, оптимальны относительно выхода нейтронов. Но термодинамические расчеты, выполненные с помощью кода STAR-CD® [6], показали нереализуемость задачи увеличения выхода нейтронов из комбинированной U+Ga-мишени (при приемлемом режиме теплосъема) относительно исходной Ga-мишени, поэтому далее в качестве мишени рассматриваются только W+Ga-композиции.

Таблица 1

Характеристики оптимальных сферических мишеней для генерации фото-нейтронов (в скобках доля тепловыделения в мишени в зависимости от мощности пучка)

Материал мишени	Радиус, см	Утечка с поверхности, с ⁻¹		Тепловыделение в мишени, кВт
		Нейтроны	γ-излучение	
Ga	11.0	1.19·10 ¹⁴	3.12·10 ¹⁶	51.5 (37%)
W+Ga (1/3 об.)	7.5	2.31·10 ¹⁴	4.53·10 ¹⁵	62.5 (45%)
U+Ga (1/4 об.)	9.0	2.51·10 ¹⁴	8.44·10 ¹⁴	59.9 (43%)

ПРОБЛЕМА ТЕПЛОСЪЕМА

Двухступенчатая схема генерации фотонейтронов обуславливает необходимость организации отвода большой тепловой мощности: в данном случае при мощности пучка 140 кВт ~ 50 – 60% тепла выделяется непосредственно в мишени. Поскольку окружение мишени – материал достаточно большой плотности, большая часть выносимой излучением (в основном, γ-излучением) из мишени энергии выделяется в ее ближней окрестности. В этом специфика СГФН в отличие от реакторных систем: в традиционных схемах вывода реакторных нейтронных пучков (канал протяженностью 2.5 – 5 м и более) источник энергии – активная зона и ее ближайшая окрестность – достаточно удален от выхода пучка, и проблема теплосъема не возникает при организации собственно блока вывода пучка.

Отметим особенности реальных реакторных систем для НЗТ. Рассматривались два «эталонных» для НЗТ пучка – Брукхэйвенского медицинского реактора BMRR [7] и реактора Массачусетского технологического института (FCB MIT, Fission Converter Beam in Massachusetts Institute of Technology) [8, 9]. Оба пучка для увеличения интенсивности эпитепловых нейтронов были оборудованы в 1996 – 2003 гг. конвертерами тепловых нейтронов мощностью 72 и 85 – 250 кВт соответственно, что сближает эти установки с условиями на СГФН, но незначительно – конвертеры расположены на большем удалении от позиции пациента.

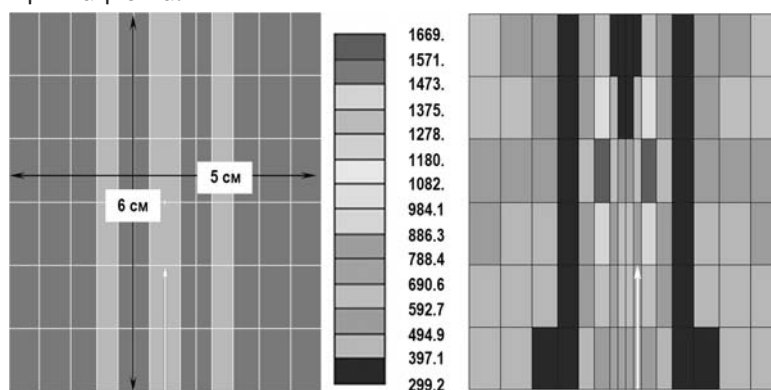


Рис. 2. Аксиальные сечения двух цилиндрических осесимметричных моделей мишени: слева – для расчета энерговыделения (код MCNP); справа – для расчета температуры (код STAR-CD¹); в центре – шкала температуры (К). Светлой стрелкой показана точка ввода электронов, температурные данные соответствуют скорости теплоносителя 2 м/с

Поисковые исследования конфигурации оптимальной W+Ga-мишени позволили сформировать модель, обеспечивающую максимальный выход нейтронов при приемлемых термогидравлических характеристиках (рис. 2). Ввод пучка электронов для выбранной конфигурации мишени осуществляется по ее оси, точка ввода находится на глубине 2 см от ее основания. Теплоноситель при нормальных условиях поступает сверху в центральный (Ø 0.50 см) и кольцевой каналы (Δ = 0.34 см, r₁ = 0.75 см, r₂ = 1.09 см,

см. рис. 2). Укажем два режима теплосъема, которые можно считать приемлемыми:

- скорость теплоносителя в обоих каналах одинакова и равна 2 м/с, максимальная температура галлия 535 °С, вольфрама ~ 1400 °С;
- если увеличить скорость теплоносителя вдвое (до 4 м/с), он нагреется до 290 °С, а максимальная температура мишени уменьшится на 100°.

Действительный режим теплосъема должен быть выбран с учетом коррозионной стойкости и других требований сооружения мишени и ее эксплуатации. Цель приводимых расчетов – показать принципиальную возможность съема тепла при генерации нейтронов комбинированной мишенью.

Выход нейтронов для оптимальной W+Ga-мишени $1.6 \cdot 10^{14} \text{ с}^{-1}$, фотонов – $3.3 \cdot 10^{16} \text{ с}^{-1}$ для принятой нормировки пучка. Очевидно (см. табл. 1), что возможности и генерации нейтронов, и подавления γ -излучения данной «оптимальной» (с точки зрения организации теплосъема) мишенью далеко не исчерпаны. Увеличить выход нейтронов, подавить γ -излучение и улучшить термогидравлику возможно, поместив мишень в сферическую оболочку из вольфрама (толщина стенки 2 см), заполненную галлием (рис. 3). Для мишени на рис. 3, в частности, результирующий ток нейтронов с поверхности цилиндра $2.3 \cdot 10^{14} \text{ с}^{-1}$, фотонов – $3.7 \cdot 10^{16} \text{ с}^{-1}$, а с поверхности сферы $2.1 \cdot 10^{14} \text{ с}^{-1}$ и фотонов – $0.90 \cdot 10^{16} \text{ с}^{-1}$: при потере 10% нейтронов при переходе от поверхности цилиндра к поверхности сферы выход γ -излучения уменьшен в четыре раза. На рисунке показаны расчетные модели «усиленной» мишени с улучшенной термогидравликой (при скорости 2 м/с максимальная температура теплоносителя снижена до 310 °С).

Следующий этап – анализ влияния взаимонаправленности ввода электронов и вывода нейтронов на результирующие характеристики пучка «in air», т.е. на выходе блока вывода пучка (БВ). Эти характеристики должны соответствовать критериям для нейтронной терапии, выработанным мировым сообществом. Рассмотрены две ориентации осей ввода и вывода: соосно и взаимно перпендикулярно. Для каждой ориентации выполнены расчеты для полого канала БВ и канала, заполненного модератором для формирования спектра НЗТ. Конфигурация и состав материалов БВ практически совпадают с принятыми в [1]. По совокупности характеристик выходящего пучка нейтронов взаимно перпендикулярная ориентация осей оказалась более предпочтительной, поэтому далее все модели, использованные в расчетах, имеют именно эту ориентацию осей.

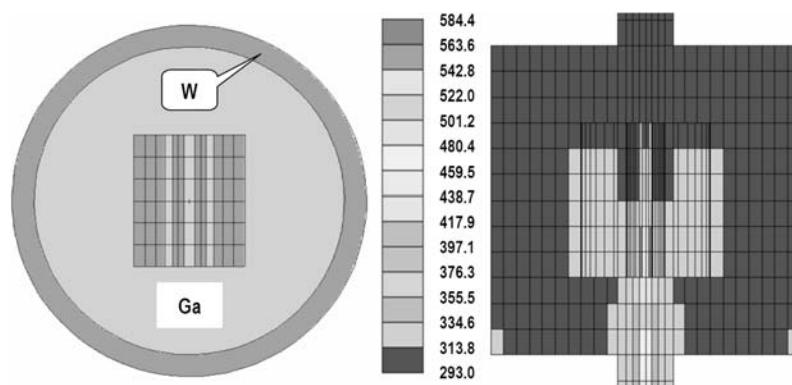


Рис. 3. Модели «усиленной» мишени: слева для расчета энерговыделения; справа – поля температуры. Скорость теплоносителя ~ 2 м/с, максимальная температура 310 °С

ОРГАНИЗАЦИЯ ВЫВОДА ПУЧКА

Блок вывода пучка (БВ) функционально состоит из коллимационной системы (КС) и локальной защиты от излучений (ЛЗ). Коллимационная система состоит из собственно коллиматора (КЛ) (материал КЛ – рассеиватель, обычно Pb или Bi), формирователя

спектра ФС и фильтров (гамма-фильтр (ГФ) – тяжелый материал; фильтр тепловых нейтронов (ТНФ) – обычно кадмий, карбид бора). Формирователь спектра – замедлитель с особенностями в сечениях взаимодействия, которые обеспечивают требуемый для процедуры, например, НЗТ, спектральный состав нейтронов. В реальной конструкции элементы БВ сочетают различные функции, например, ФС является отчасти ЛЗ и наоборот.

Блок вывода (см. [1, 2]) конструкционно представляет собой осесимметричную систему цилиндрических и конических слоев материалов защиты и коллимационной системы, аксиальное сечение блока показано на рис. 4. В этом отношении он вполне подобен блокам вывода реакторных нейтронов для НЗТ (см., например, [10 – 16]).

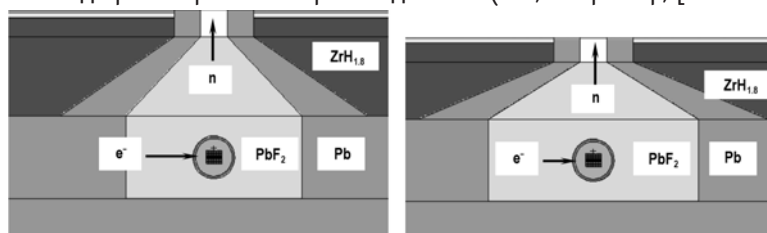


Рис. 4. Аксиальное сечение двух версий модели блока вывода (БВ): слева – СГФН-1, базис (расстояние «центр мишени-выход канала») 55 см; справа – СГФН-2, базис 46 см.

На рисунке представлены фрагменты БВ с КС: канал, заполненный ФС (дифторид свинца, выполняет также функцию ГФ); канал окружен КЛ (свинец, основная функция – замедление и канализация нейтронов). В КС гидрид циркония несет функцию ЛЗ, на выходе канала борированный полиэтилен является ТНФ. Конфигурация СГФН-2 обеспечивает максимальную плотность потока нейтронов на выходе заполненного канала ($\sim 2 \cdot 10^{10}$ нейтр/см²с)

При подавляющем доминировании фотонов в канале вывода (и по плотности, и по энергии) модератор, формирующий спектр НЗТ на выходе канала, должен иметь максимально возможную плотность для подавления γ -излучения, но при сохранении необходимых свойств замедлителя. Единственно возможным материалом, в наибольшей степени сочетающим свойства собственно модератора и гамма-фильтра, в данном случае является дифторид свинца (PbF₂, плотность 8.37 г/см³, температура плавления ~ 820 °С).

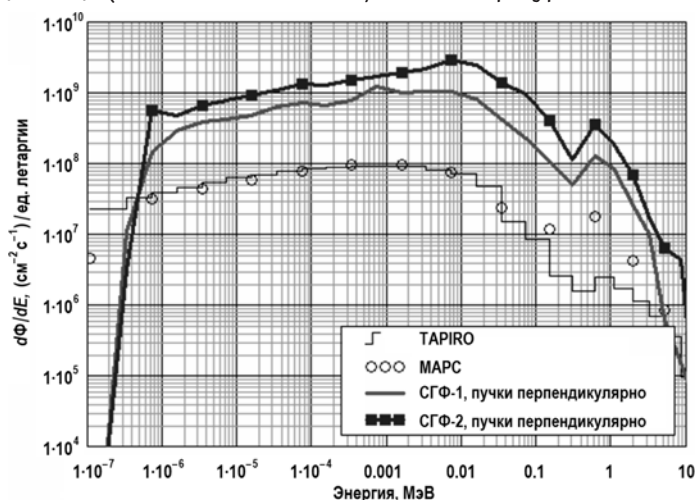


Рис. 5. Спектры нейтронов на выходе канала для НЗТ

Как показали расчеты, принятая в [1] конфигурация коллимационной системы (при ее незначительной модификации) и в случае комбинированной мишени позволила получить требуемые для НЗТ характеристики пучка на выходе [17 – 22]. На рисунке 5 сопоставлены спектры нейтронов на выходе НЗТ-каналов специализированного реактора MAPC (про-

ект, [23]) и реактора TAPIRO (Италия, [24]) со спектрами СГФН. Отметим, что реактор TAPIRO многие годы являлся полигоном для исследования проблем НЗТ [24 – 31]. В таблицах 2 и 3 представлены основные «in air»-характеристики (т.е. на выходе пучка и без фантома, [22]) для реакторных НЗТ-пучков и для пучков фотоядерных нейтронов. Эти данные свидетельствуют о более высоком качестве пучка фотоядерных нейтронов для рассматриваемой задачи НЗТ.

Таблица 2

Поток нейтронов, его спектральный состав и средняя энергия нейтронов на выходе проектируемого (МАРС) и существующего (TAPIRO) реакторных пучков в сопоставлении с характеристиками пучков фотоядерных нейтронов

	Φ_{tot} , см ⁻² с ⁻¹ , 10 ⁹	Φ_{epi}/Φ_{tot} , %	Φ_{fast}/Φ_{tot} , %	Φ_{therm}/Φ_{tot} , %	E_{aver}^{Φ} , МэВ
Желательные значения для НЗТ	> 1	~100	→ 0	→ 0	–
МАРС	1.24	81.6	13.4	5.0	0.0337
TAPIRO	1.07	73.6	6.5	20.0	0.00857
СГФН-1	8.26	83.2	16.7	0.11	0.0269
СГФН-2	18.5	74.9	25.1	0.014	0.0345

Таблица 3

НЗТ-характеристики на выходе реакторных и фотоядерных пучков (плотность потока эпитепловых нейтронов; «загрязнение» пучка γ -излучением и быстрыми нейтронами; направленность)

	Φ_{epi} , см ⁻² с ⁻¹ , 10 ⁹	D_{γ}/Φ_{epi} , сГр·см ² , 10 ⁻¹¹	D_{fast}/Φ_{epi} , сГр·см ² , 10 ⁻¹¹	J_{epi}/Φ_{epi} («ТОК К ПОТОКУ»)
Желательные значения для НЗТ	≥ 1	< 2–5	< 2–5	≥ 0.7
МАРС	1.01	5.38	11.8	0.8
TAPIRO	0.788	6.77	8.49	0.8
СГФН-1	6.87	0.907	10.3	0.8
СГФН-2	13.9	0.0407	15.9	0.8

ХАРАКТЕРИСТИКИ ПУЧКОВ В ТКАНИ («IN PHANTOM»)

Напомним (см. [2]) основные «in phantom»-характеристики, принятые в НЗТ. При НЗТ дозы в опухоли (мишени) и в ткани формируются следующим образом:

$$D_{tumor} = СБЭ_{B, tumor} \cdot D_{B, tumor} + ОБЭ_N \cdot D_N + ОБЭ_O \cdot D_O + ОБЭ_{fast} \cdot D_{fast} + ОБЭ_{\gamma} \cdot D_{\gamma}, \quad (1)$$

$$D_{tissue} = СБЭ_{B, tissue} \cdot D_{B, tissue} + ОБЭ_N \cdot D_N + ОБЭ_O \cdot D_O + ОБЭ_{fast} \cdot D_{fast} + ОБЭ_{\gamma} \cdot D_{\gamma},$$

где ОБЭ – относительная биологическая эффективность излучений; СБЭ – составная биологическая эффективность (Compound Biological Effectiveness – CBE, [32]) реакции $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$; D – мощность поглощенной дозы; $D_{B, tumor}$, $D_{B, tissue}$ – мощности поглощенной дозы в результате реакции $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ в опухоли и ткани соответственно; D_N – компонент, обусловленный взаимодействиями нейтронов с ядрами азота; D_O – компонент, определяемый реакциями на изотопах кислорода; D_{fast} – компонент, обусловленный замедлением нейтронов на ядрах водорода; D_{γ} – мощность поглощенной дозы, формируемая γ -квантами пучка, а также вторичными γ -квантами, сопровождающими перенос нейтронов в ткани.

Предельная глубина «выигрыша» AD (Advantage Depth) – глубина x в ткани, на которой доза в опухоли становится равной максимальной дозе в ткани:

$$D_{tumor}(x) = D_{tissue}^{max}. \quad (2)$$

Эта величина характеризует проникающее качество нейтронов пучка.

«Выигрыш» AR (Advantage Ratio) – отношение одномерных интегралов по глубине ткани, обычно по оси пучка:

$$AR = \int_0^{AD} D_{tumor}(x) dx / \int_0^{AD} D_{tissue}(x) dx. \quad (3)$$

Этот критерий характеризует пучок с точки зрения интеграла «повреждающей» дозы на здоровую ткань: чем больше величина AR , тем, при прочих равных, получит меньшую дозу здоровая ткань. Интегрирование выполняется по наиболее важному направлению, совпадающему с осью пучка.

Мощность дозы в опухоли на предельной глубине «выигрыша» $ADDR$ (Advantage Depth Dose Rate)

$$ADDR = D_{tumor}(AD). \quad (4)$$

Это «клинический» критерий, определяющий время необходимой экспозиции. Чем больше $ADDR$, тем, при прочих равных, меньше это время.

Для пучка FCB MIT эта величина, благодаря конвертеру тепловых нейтронов, достаточно велика: $D_{tumor}(AD) = 126 - 172$ сГр-экв./мин в зависимости от мощности реактора и содержания бора.

Терапевтическое отношение TR (Therapeutic Ratio) – отношение «полезной» дозы в опухоли на глубине x к максимальной «вредной» дозе в ткани на оси пучка:

$$TR(x) = D_{tumor}(x) / D_{tissue}^{max}, \quad (5)$$

где дозы в опухоли (D_{tumor}) и в ткани (D_{tissue}) определяются в соответствии с (1). Это очевидная характеристика того, в какой степени пучок является эпитепловым.

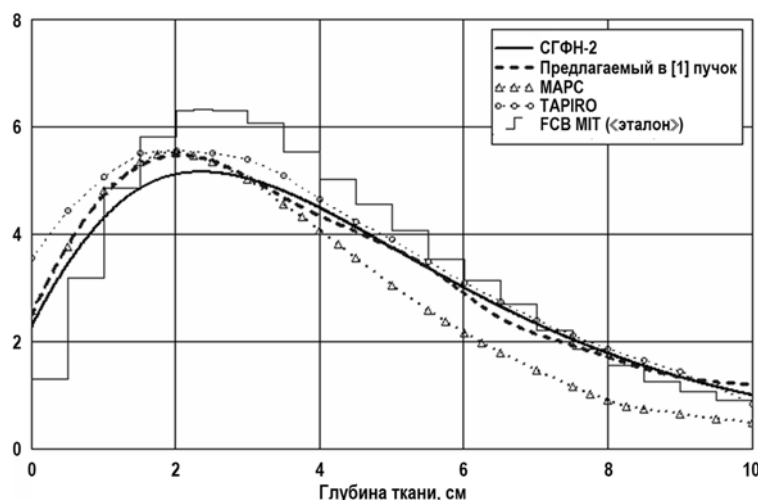


Рис. 6. Терапевтическое отношение для рассматриваемых пучков (первые два пучка – фотоядерные нейтроны; три последующих – реакторные)

В таблице 4 приведены значения основных критериев «in phantom» для сопоставляемых пучков, а на рис. 6 – их терапевтическое отношение. В таблице приведена «цена» эпитеплового нейтрона в киловаттах мощности установки. По отношению к этому параметру представленные «генераторы» нейтронов группируются следующим образом:

- неспециализированные исследовательские реакторы типа MIT, для которых «цена» эпитеплового нейтрона максимальна (несмотря на наличие в данном случае «промежуточного усилителя» – конвертера тепловых нейтронов);
- специализированные (высокопоточные) реакторы с малой базой «источник – по-

зияция пациента» МАРС и ТАПИРО с минимальной «ценой» нейтрона;
 - фотонейтроны из мишени мощного ускорителя электронов (СГФН), «цена» нейтрона на которых приближается к таковой на специализированных реакторах.

Таблица 4

Основные «in phantom»-характеристики рассматриваемых пучков

		Мощность P, кВт	AD, см	AR	ADDR, сГр-экв/мин	P/Φ_{epi} , кВт/10 ⁹ см ² с ⁻¹
Реакторные нейтроны	FCB MIT	6000	9.7	5.0	172	2000
	ТАПИРО	5	9.70	5.30	32.6	6.35
	МАРС	10	7.85	5.24	32.8	9.90
Фотонейтроны	Версия [1]	140	9.87	5.42	87.4	51.9
	СГФН	140	10.0	4.58	625	10.1

Если же расширить понятие «цены» нейтрона, генерируемого каким-либо устройством, включив в это понятие затраты на сооружение генератора и его эксплуатацию, а также безопасность сооружения и последствия возможной аварии, то преимущества СГФН становятся бесспорными. В частности, если сопоставить время экспозиции, необходимое для подведения назначенной дозы (например, 60 Гр-экв) к опухоли-мишени на конкретной глубине в ткани (например, 4 см) для «эталонного» пучка FCB MIT и предлагаемого пучка фотонейтронов СГФН-2 (рис. 7), то соотношение будет далеко не в пользу пучка FCB MIT: 35.1 мин: 2.1 мин.

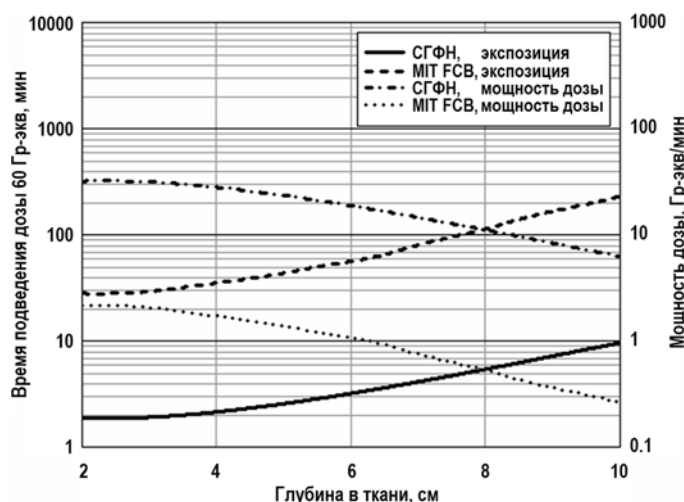


Рис. 7. Диаграмма «экспозиция – мощность дозы» для пучка СГФН-2 и «эталонного» пучка FCB MIT

РАДИАЛЬНЫЙ ГРАДИЕНТ НА ВЫХОДЕ ПУЧКА

Радиальный градиент дозы на выходе пучка определяет дополнительное («вредное») облучение пациента, дозные поля в операционном помещении и необходимые средства защиты.

На рисунке 8 представлено радиальное распределение полной дозы на выходе реакторных пучков (МАРС и ТАПИРО) и пучка СГФН в относительных единицах: каждый график нормирован на максимальное значение своей дозы на оси пучка. Для СГФН представлено два распределения, полученные оценкой «поток в ячейке» и «поток в детекторе». Два независимых распределения, полученных различными методиками, увеличивает надежность выводов. Из этих данных видно, что блок вывода установки СГФН-2 обеспечивает практически ту же степень радиального ослабления дозы.

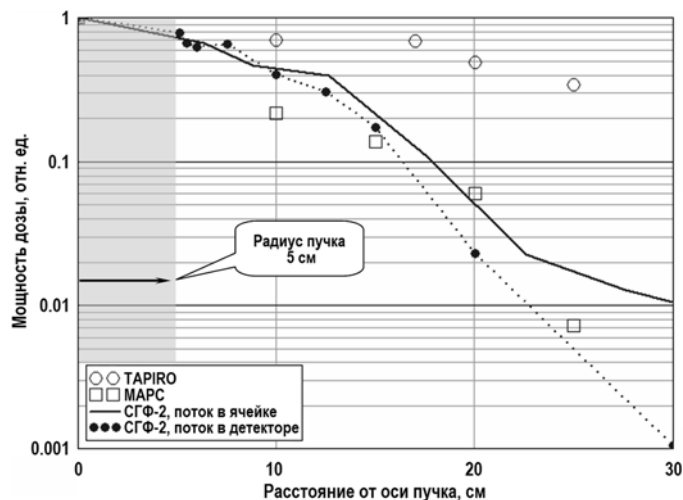


Рис. 8. Радиальное распределение амбиентной дозы на выходе пучков

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате выполненной работы по оптимизации мишени для генерации фотонейтронов

- получена оптимальная конфигурация комбинированной W+Ga-мишени, обеспечивающей в 5.2 раз больший флюенс эпитепловых нейтронов (требуемых для НЗТ) и чем исходная Ga-мишень [1];

- показано, что для этой мишени возможна организация съема радиационного энерговыделения жидким галлием при допустимых скорости и расходе теплоносителя, а также рабочих температурах как теплоносителя Ga, так и собственно W-мишени;

- выполненная оптимизация мишени и блока вывода пучка позволила увеличить плотность потока эпитепловых («терапевтических») нейтронов в позиции пациента примерно в 15 – 40 раз относительно существующих и проектируемых реакторных пучков для НЗТ без значимой потери качества НЗТ-пучка;

- при значениях НЗТ-критериев пучка (как «in air», так и «in phantom»), практически не уступающих таковым для специализированных реакторных пучков, применение СГФН для НЗТ позволяет многократно сократить время экспозиции при терапии.

Большой «запас» плотности потока терапевтических нейтронов относительно требуемого значения (примерно порядок и более) открывает, вообще говоря, две альтернативных возможности:

- либо существенно сократить время экспозиции пациента;
- либо усилить защиту пациента при принятых экспозициях, увеличив толщины защитных слоев блока вывода.

Литература

1. Кураченко Ю.А., Вознесенский Н.К., Говердовский А.А., Рачков В.И. Новый интенсивный источник нейтронов для медицинских приложений // Медицинская физика. – 2012. – №2. – С. 29–38.
2. Кураченко Ю.А. Фотонейтроны для нейтронозахватной терапии // Известия вузов. Ядерная энергетика. – 2014. – №4. – С. 41-51.
3. High Power Linacs for Isotope Production. MEVEX: The accelerator technology company. Доступно по адресу: http://www.mevex.com/Brochures/Brochure_High_Energy.pdf.
4. MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5. Volume I: Overview and Theory. Authors: X-5 Monte Carlo Team // LA-UR-03-1987. April 24, 2003.
5. Pelowitz D.B., MCNPX USER'S MANUAL Version 2.4.0 - LA-CP-07-1473.
6. STAR-CD®. Адрес: CD-adapco Engineering Simulation Software - CAE and CFD Software.

7. Liu H.B., Brugger R.M., Rorer D.C. Upgrades of the epithermal neutron beam at the Brookhaven medical research reactor // BNL-63411. Доступно по адресу: http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/28/014/28014354.pdf.
8. Riley K.J., Binns P.J., Harling O.K. Performance characteristics of the MIT fission converter based epithermal neutron beam // Phys. Med. Biol. – 2003. – Vol. 48. – PP. 943-958.
9. Harling O.K., Riley K.J., Newton T.H. et al. The new fission converter based epithermal neutron irradiation facility at MIT // Nuclear Reactor Laboratory, MIT, 138 Albany St., Cambridge, MA 02139, USA. Адрес: http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/36/026/36026570.pdf.
10. Zamenhof R.G., Murray B.W., Brownell G.L., Wellum G.R., Tolpin E.I. Boron Neutron Capture Therapy for the Treatment of Cerebral Gliomas. 1: Theoretical Evaluation of the Efficacy of Various Neutron Beams // Med. Phys. – 1975. – No. 2: –PP. 47-60.
11. Blue T.E., Yanch J.C. Accelerator-based epithermal neutron sources for boron neutron capture therapy of brain tumors. // J Neurooncol. – 2003. – Vol. 62. – PP. 19-31.
12. Zhou Y., Gao Z., Li Y., Guo C., Liu X. Design and construction of the in-hospital neutron irradiator-1 (HNI). In Proceed of 12-th ICNCT – Advances in Neutron Capture Therapy 2006; October 9–13; Takamatsu, Japan. Edited by Nakagawa Y., Kobayashi T., Fukuda H. – 2006. – PP. 557-560.
13. Nigg D.W. Neutron sources and applications in radiotherapy – A brief history and current trends. In Advances in Neutron Capture Therapy 2006 - Proc 12-th Intl Cong Neutron Capture Therapy; Oct 9–13. Edited by Nakagawa Y., Kobayashi T., Fukuda H. Takamatsu, Japan; 2006.
14. Кураченко Ю.А. Оптимизация блока вывода реакторного пучка для лучевой терапии // Известия вузов. Ядерная энергетика. – 2008. – №1. – С. 129 – 138.
15. Кураченко Ю.А. Оптимизация блока вывода пучка медицинского реактора «МАРС» // Альманах клинической медицины. – Т. XVII. Часть 1. – 2008. – С. 334-337.
16. Tanaka H., Sakurai Y., Suzuki M., Masunaga S., Mitsumoto T., Fujita K., Kashino G., Kinashi Y., Liu Y., Takada M. et al. Experimental verification of beam characteristics for cyclotron-based epithermal neutron source (C-BENS). // Appl Radiat Isot – 2011. – Vol. 69. – PP. 1642-1645.
17. Кураченко Ю.А., Казанский Ю.А., Матусевич Е.С. Критерии качества нейтронных пучков для лучевой терапии // Известия вузов. Ядерная энергетика. – 2008. – №1. – С. 139 – 149.
18. Кураченко Ю.А. Реакторные пучки для лучевой терапии: критерии качества и расчетные технологии // Медицинская физика. – 2008. – №2 (38). – С. 20-28.
19. Кураченко Ю.А., Матусевич Е.С., Левченко А.В. Критерии качества реакторных пучков для нейтронозахватной терапии // Альманах клинической медицины. – Т. XVII. Часть 1. – М., 2008. – С. 329-333.
20. Kurachenko Yu.A. et al. Beam's removing block for the MARS medical reactor, VI International Conference NUCLEAR AND RADIATION PHYSICS ICRNP'07. – Almaty, Kazakhstan, 2007. Abstracts, p. 574.
21. Kurachenko Yu. A. Neutron Therapy Beam's Performance Criteria, VII International Conference NUCLEAR AND RADIATION PHYSICS ICRNP'09. – Almaty, Kazakhstan, 2009. Abstracts, p. 268-269.
22. Кураченко Ю.А. Реакторные пучки для лучевой терапии. Расчетные модели и вычислительные технологии. Монография. / Palmarium Academic Publishing, OmniScriptum GmbH&Co. RG, Saarbrücken, Deutschland. (ISBN: 978-3-8473-9842-4) – 2013. – 372 p.
23. Кураченко Ю.А., Казанский Ю.А., Левченко А. В., Матусевич Е.С. Вывод нейтронных пучков и защита медицинского реактора МАРС // Известия вузов. Ядерная энергетика. – 2006. – №4. – С. 36-48.
24. Reattore TAPIRO: ENEA Internal Document, DISP/TAP/85-1, 1985. In: *Design of neutron beams for boron neutron capture therapy in a fast reactor*/Current status of neutron capture therapy, IAEA-TECDOC-1223, 2001.
25. Carta M. Palomba, M. TRIGA RC-1 and TAPIRO ENEA Research Reactors. Доступно по адресу: https://www.iaea.org/OurWork/ST/NE/NEFW/Technical-Areas/RRS/documents/TM_Innovation/Carta_ENEA.pdf.
26. General information and technical data of TAPIRO research reactor. Доступно по адресу: <http://www.enea.it/en/research-development/documents/nuclear-fission/tapiro-eng-pdf>.
27. Nuclear Research Reactor: TAPIRO. Доступно по адресу: http://old.enea.it/com/ingl/New_ingl/research/energy/nucleare_fission/pdf/TAPIRO-ENG.pdf.
28. Кураченко Ю.А., Моисеенко Д.Н. МАРС и TAPIRO: реакторы малой мощности для нейтроно-

захватной терапии // Известия вузов. Ядерная энергетика. – 2010. – №1. – С. 153-163.

29. Kurachenko Yu. A. «MARS» vs TAPIRO: Small Reactors for Neutron Therapy // 7-th International Conference NUCLEAR AND RADIATION PHYSICS. – Almaty, Kazakhstan, 2009. Abstracts, p. 265-266.

30. Кураченко Ю.А., Моисеенко Д.Н. Дозовые нагрузки при нейтронозахватной терапии на реакторах «МАРС» и TAPIRO // Сборник материалов III Евразийского конгресса по медицинской физике и инженерии «Медицинская физика 2010» 21-25 июня 2010 г. – Т. 2. – С. 68 – 71.

31. Kurachenko Yu.A., Matusevich Eu.S. Medical-therapy Reactors: Midget MARS & Fast-Neutron TAPIRO // 8-th International Conference NUCLEAR AND RADIATION PHYSICS ICNRP'11. – Almaty, Kazakhstan, 2011. Abstracts, p. 273-274.

32. Shintaro Ishiyama, Yoshio Imahori, Jun Itami, Hanna Koivunoro. Determination of the Compound Biological Effectiveness (CBE) Factors Based on the ISHIYAMA-IMAHORI Deterministic Parsing Model with the Dynamic PET Technique // Journal of Cancer Therapy, 2015, 6, 759-766 Published Online August 2015 in SciRes. Доступно по адресу: <http://www.scirp.org/journal/jct> <http://dx.doi.org/10.4236/jct.2015.68083>.

Поступила в редакцию 10.05.2016 г.

Авторы

Кураченко Юрий Александрович, профессор, доктор физ.-мат. наук

E-mail: ykurachenko@mail.ru

Забарянский Юрий Геннадьевич, аспирант

E-mail: chessmaster89@mail.ru

Онищук Елена Александровна, студентка

E-mail: elenaonischuk@yandex.ru

UDC 615.849.1:536.2.023:519.688

OPTIMIZATION STUDIES OF PHOTONEUTRON PRODUCTION

Kurachenko Yu.A. *, Zabaryansky Yu.G. **, Onischuk E.A. *

*Obninsk Institute for Nuclear Power Engineering, NRNU «MEPhI»

1 Studgorodok, Obninsk, Kaluga reg., 249040 Russia

**JSC «SSC RF-IPPE»

1 Bondarenko sq., Obninsk, Kaluga reg., 249033 Russia

ABSTRACT

The development possibilities of the powerful photoneutron source for medicine are studied. The basis of the proposed concept is liquid gallium as the target/coolant for a powerful and compact electron accelerator. The fixed fragment of the target – a matrix of churlish tungsten, through which the gallium goes, dramatically increases the yield of photoneutrons. At the interaction of accelerated electrons with a massive target of Ga&W the main channel of energy loss is the bremsstrahlung. At electron energies above 15 MeV the bremsstrahlung gamma quanta are absorbed by the nuclei of Ga&W, and neutrons are emitted in the reactions (γ, n) in an energy region of so-called hyper-giant dipole resonance. Gallium is chosen as an accelerator target/coolant, because of its small induced activity which falls down quickly enough; herein the neutron yield is sufficient for the Nuclear Capture Therapy (NCT) providing. Thus, for characteristic irradiation at NCT, the target's activity decay up to background will occur practically during four days. Besides, liquid gallium has necessary thermohydraulic characteristics as the coolant: a) low flowing temperature, and b) wide range of liquid-phase temperature. It means that radiation heat release in the target could be readily removed. The results of calculations for the photoneutrons removal block with combined target and its adaptation to the problems of neutron therapy are presented. Currently, as the competitive neutron therapy is increasingly

becoming the NCT namely, and it is perceived by the community. Optimization of the target in order to maximize the neutron beam's NCT characteristics with the organization of practically feasible heat-removal scheme was done. For the normalization of the results, the characteristics of available accelerator were taken: the average current of 4 mA at 35 MeV of electron energy. The optimal combined target «W+Ga» together with the optimal removal block allowed a tremendous increase in the intensity of the neutron beam while ensuring acceptable conditions of heat removing. At the 4 m/s of coolant velocity, the maximum temperature of the tungsten matrix is equal to 1300°C, while the coolant temperature is not higher than 290°C. It is shown that in this case the beam quality for NCT has hardly changed, and the exposure time required for the administered dose delivering is substantially reduced; epithermal flux density («therapeutic» neutrons) in the patient's position is about 15 to 40 times greater than the flux density of existing and planned reactor beams for NCT.

Key words: electron accelerator, photoneutrons, combined target, protection of the patient, heat removal, beam's super characteristics, up-to-date medical technologies.

REFERENCES

1. Kurachenko Yu.A., Goverdovsky A.A., Rachkov V.I. New intensive neutron source for medical application. *Meditsinskaya fizika*, 2012, no. 2 (38), pp. 29-38 (in Russian).
2. Kurachenko Yu.A. Photoneutrons for neutron capture therapy. *Izvestiya vuzov. Yadernaya Energetika*, 2014, no. 4, pp. 41-51 (in Russian).
3. High Power Linacs for Isotope Production. MEVEX: The accelerator technology company. Available at: http://www.me vex.com/Brochures/Brochure_High_Energy.pdf.
4. MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5. Volume I: Overview and Theory. *Authors: X-5 Monte Carlo Team//LA-UR-03-1987*. April 24, 2003.
5. Pelowitz D.B. MCNPX USER'S MANUAL Version 2.4.0 - LA-CP-07-1473.
6. STAR-CD®. Available at: CD-adapco Engineering Simulation Software - CAE and CFD Software
7. Liu H.B., Brugger R.M., Rorer D.C. Upgrades of the epithermal neutron beam at the Brookhaven medical research reactor. BNL-63411. Available at: http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/28/014/28014354.pdf.
8. Riley K.J., Binns P.J., Harling O.K. Performance characteristics of the MIT fission converter based epithermal neutron beam. *Phys. Med. Biol.*, 2003, v. 48, pp. 943-958, 2003.
9. Harling O.K., Riley K.J., Newton T.H., Wilson B.A., Bernard J.A., Hu L-W., Fonteneau E.J., Menadier P.T., Block E.R., Kohse G.E., Ostrovsky Y., Stahle P.W., Binns P.J. and Kiger III W.S. The new fission converter based epithermal neutron irradiation facility at MIT. Nuclear Reactor Laboratory, MIT, 138 Albany St., Cambridge, MA 02139, USA. Available at: http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/36/026/36026570.pdf.
10. Zamenhof R.G., Murray B.W., Brownell G.L., Wellum G.R., Tolpin E.I. Boron Neutron Capture Therapy for the Treatment of Cerebral Gliomas. 1: Theoretical Evaluation of the Efficacy of Various Neutron Beams. *Med. Phys*, 1975, no. 2, pp. 47-60.
11. Blue T.E., Yanch J.C. Accelerator-based epithermal neutron sources for boron neutron capture therapy of brain tumors. *J Neurooncol*, 2003, v. 62, pp. 19-31.
12. Zhou Y., Gao Z., Li Y., Guo C., Liu X. Design and construction of the in-hospital neutron irradiator-1 (HNI). In Proceed of 12th ICNCT – Advances in Neutron Capture Therapy 2006; October 9–13; Takamatsu, Japan. Edited by Nakagawa Y., Kobayashi T., Fukuda H. 2006, pp. 557-560.
13. Nigg D.W. Neutron sources and applications in radiotherapy- A brief history and current trends. In Advances in Neutron Capture Therapy 2006. Proc 12-th Intl Cong Neutron Capture Therapy; Oct 9–13. Edited by Nakagawa Y., Kobayashi T., Fukuda H. Takamatsu, Japan; 2006.
14. Kurachenko Yu.A. Reactor beam's removal block optimization for radiation therapy. *Izvestiya vuzov. Yadernaya Energetika*. 2008, no. 1, pp. 129–138 (in Russian).
15. Kurachenko Yu.A. The MARS medical reactor beam's removal block optimization. *Al'manah klinicheskoy mediciny*, 2008, v. XVII, part 1, pp. 334-337 (in Russian).
16. Tanaka H., Sakurai Y., Suzuki M., Masunaga S., Mitsumoto T., Fujita K., Kashino G., Kinashi Y., Liu Y., Takada M., Ono K., Maruhashi A. Experimental verification of beam characteristics for cyclotron-based epithermal neutron source (C-BENS). *Appl Radiat Isot.*, 2011, v. 69, pp. 1642-1645.

17. Kurachenko Yu.A., Kazanskij Yu.A., Matusevich Eu.S. Neutron beams' quality criteria for radiation therapy. *Izvestiya vuzov. Yadernaya Energetika*, 2008, no. 1, pp. 139-149 (in Russian).
18. Kurachenko Yu.A. Reactor beams for the radiation therapy: quality criteria and computation technologies. *Medicinskaya fizika*, 2008, no. 2 (38), pp. 20-28 (in Russian).
19. Kurachenko Yu.A., Matusevich Eu.S., Levchenko A.V. Neutron beams' quality criteria for neutron capture therapy. *Al'manah klinicheskoy meditsiny*, 2008, v. XVII, part 1, pp. 329-333 (in Russian).
20. Kurachenko Yu.A., Kazansky Yu.A., Levchenko A.V., Matusevich Eu.S. Beam's removing block for the MARS medical reactor. Proc. VIth International Conference NUCLEAR AND RADIATION PHYSICS ICRNP'07. Almaty, Kazakhstan. 2007. Abstracts, p. 574.
21. Kurachenko Yu. A. Neutron Therapy Beam's Performance Criteria. Proc. VIIth International Conference NUCLEAR AND RADIATION PHYSICS ICRNP'09. Almaty, Kazakhstan. 2009. Abstracts, pp. 268-269.
22. Kurachenko Yu. A. Reactor beams for radiation therapy. Calculation models and computation technologies. Palmarium Academic Publishing, OmniScriptum GmbH&Co. RG, Saarbrücken, Deutschland. (ISBN: 978-3-8473-9842-4) 2013. 372 p. (in Russian).
23. Kurachenko Yu.A., Kazansky Yu.A., Levchenko A.V., Matusevich Eu.S. The neutron beams' removing and radiation shielding of the MARS medical reactor. *Izvestiya vuzov. Yadernaya Energetika*, 2006, no. 4, pp. 36-48 (in Russian).
24. Reattore TAPIRO: ENEA Internal Document, DISP/TAP/85-1, 1985. In: *Design of neutron beams for boron neutron capture therapy in a fast reactor*/Current status of neutron capture therapy, IAEA-TECDOC-1223, 2001.
25. Carta M., Palomba M. TRIGA RC-1 and TAPIRO ENEA Research Reactors. Available at: https://www.iaea.org/OurWork/ST/NE/NEFW/Technical-Areas/RRS/documents/TM_Innovation/Carta_ENEA.pdf.
26. General information and technical data of TAPIRO research reactor. Available at: <http://www.enea.it/en/research-development/documents/nuclear-fission/tapiro-eng-pdf>.
27. Nuclear Research Reactor: TAPIRO. Available at: http://old.enea.it/com/ingl/New_ingl/research/energy/nucleare_fission/pdf/TAPIRO-ENG.pdf.
28. Kurachenko Yu.A., Moiseenko D.N. MARS & TAPIRO: small-capacity reactors for neutron capture therapy]. *Izvestiya vuzov. Yadernaya Energetika*. 2010, no. 1, pp. 153-163 (in Russian).
29. Kurachenko Yu. A. MARS vs TAPIRO: Small Reactors for Neutron Therapy. Proc. VIIth International Conference NUCLEAR AND RADIATION PHYSICS ICRNP'09. Almaty, Kazakhstan. 2009. Abstracts, pp. 265-266.
30. Kurachenko Yu.A., Moiseenko D.N. Dose loads at the neutron capture therapy on the MARS & TAPIRO reactors. Proc. III Eurasia Congress on Medical Physics and Engineering 'Medical Physics 2010'. Moscow, Russia. 2010. Abstracts, v. 2, pp. 68-71. (in Russian).
31. Kurachenko Yu. A., Matusevich Eu.S. Medical-therapy Reactors: Midget MARS & Fast-Neutron TAPIRO // VIII International Conference NUCLEAR AND RADIATION PHYSICS ICRNP'11. Almaty, Kazakhstan. 2011. Abstracts, pp. 273-274.
32. Shintaro Ishiyama, Yoshio Imahori, Jun Itami, Hanna Koivunoro. Determination of the Compound Biological Effectiveness (CBE) Factors Based on the ISHIYAMA-IMAHORI Deterministic Parsing Model with the Dynamic PET Technique. *Journal of Cancer Therapy*, 2015, no. 6, pp. 759-766. Published Online August 2015 in SciRes. Available at: <http://www.scirp.org/journal/jct> <http://dx.doi.org/10.4236/jct.2015.68083>.

Authors

Kurachenko Yuriy Aleksandrovich, Professor, Dr. Sci. (Phys.-Math.)

E-mail: ykurachenko@mail.ru

Zabaryanskij Yuriy Gennad'evich, Postgraduate Student

E-mail: chessmaster89@mail.ru

Onischuk Elena Aleksandrovna, Student

E-mail: elenaonischuk@yandex.ru