

**ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ КОЛЛИМИРОВАННОГО НЕЙТРОННОГО ПУЧКА С РАЗЛИЧНЫМИ
ФАНТОМАМИ ГОЛОВНОГО МОЗГА**

А.С. Бусыгин, М.Н. Аникин

Научный руководитель: к.ф.-м.н, А.Г. Наймушин

Национальный исследовательский Томский политехнический университет,

Россия, г. Томск, пр. Ленина, 30, 634050

E-mail: asbu26@gmail.com

**INTERACTION OF THE COLLIMATED NEUTRON BEAM WITH VARIOUS PHANTOMS OF
THE BRAIN**

A.S. Busygin, M.N. Anikin

Scientific Supervisor: PhD, A.G. Naymushin

Tomsk Polytechnic University, Russia, Tomsk, Lenin str., 30, 634050

E-mail: asbu26@gmail.com

Abstract. Results of modelling of interaction of the collimated neutron beam with various phantoms of the brain are presented in the article. Modeling was carried out in the MCU-PTR program. Three homogeneous dosimetry phantoms of different structure have been simulated as biological tissues. Epithermal neutron flux density is $10^9 \text{ cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$.

Введение. В последние десятилетия число онкологических заболеваний во всем мире ежегодно увеличивается. Смертность от злокачественных новообразований занимает одно из первых мест среди причин преждевременного ухода из жизни людей как в экономически развитых, так и в слаборазвитых странах.

В России на учете в онкологических учреждениях состоит более 2,5 млн. больных. В течение последних 10 лет число пациентов диагнозом «рак» увеличилось на 25,5 %. Ежегодно данная патология фиксируется у ~ 450 тыс. человек при смертности 300 тыс. Только от опухоли мозга каждый год умирают до 30 тыс. больных. По прогнозам Всемирной организации здоровья, к 2030 г. число заболевших увеличится до 21 млн и 13 млн будут умирать ежегодно [1].

В современном мире технологии с использованием радиационной терапии являются одними из наиболее эффективных способов лечения злокачественных опухолей. Но основным недостатком существующей радиационной терапии является отсутствие достаточной избирательности воздействия излучения на злокачественные очаги, т.е. при облучении воздействию подвергаются здоровые ткани, особенно в тех случаях, когда опухоль имеет сложную или множественную форму. Альтернативой для этой категории больных может быть нейтрон-захватная терапия (НЗТ).

В клинической онкологии практически единственным рабочим химическим инструментом для нейтрон-захватной терапии пока остается соединения, меченные изотопом ^{10}B . Для того чтобы вклад реакции нейтронного захвата ^{10}B был определяющим, а время облучения пациента минимальным, концентрация бора в опухоли должна быть порядка 10^9 атомов бора на каждую клетку. Плотность потока тепловых (при облучении поверхностных очагов) или термализованных в живой ткани эпитепловых

нейтронов (для глубоко расположенных раковых образований) $\geq 10^9 \text{ см}^{-2}\cdot\text{с}^{-1}$. Плотность $5\cdot 10^8 \text{ см}^{-2}\cdot\text{с}^{-1}$ также приемлема, но приводит к увеличению времени облучения. Источник нейтронов должен генерировать за сеанс терапии флюенс нейтронов порядка $10^{12}\text{-}10^{13} \text{ см}^{-2}$. Лечение предполагается одноразовым, длительностью не более часа. В этих условиях 75-85 % дозы будут обусловлены бор-нейтронозахватной реакцией [2].

НЗТ является одним из перспективных направлений лечения внутричерепных и иных опухолей. На базе исследовательского ядерного реактора ИРТ-Т разрабатывается экспериментальная установка НЗТ онкологических заболеваний.

Цель настоящей исследовательской работы: моделирование процесса распределения коллимированного пучка нейтронного излучения в дозиметрическом фантоме.

Материалы и методы исследования. В настоящей работе в программном средстве MCU-PTR была разработана расчетная модель, которая состояла из следующих компонентов (Рисунок 1): дозиметрический фантом; источник нейтронов; окруженный поглотителем направляющий канал, где располагается источник; зона, где, непосредственно, располагается дозиметрический фантом. В программе MCU-PTR моделирование осуществляется по методу Монте-Карло [3]. Для регистрации распределения пучка нейтронного излучения по глубине биологической ткани дозиметрический фантом был разделён на 36 зон с шириной 0,5 см (Рисунок 2).

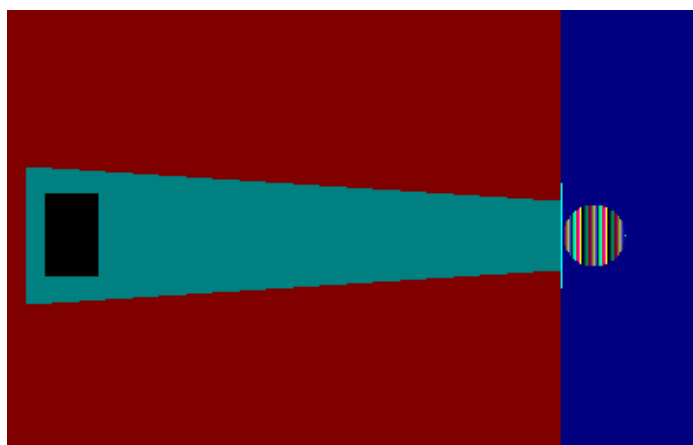


Рис. 1. Расчетная модель

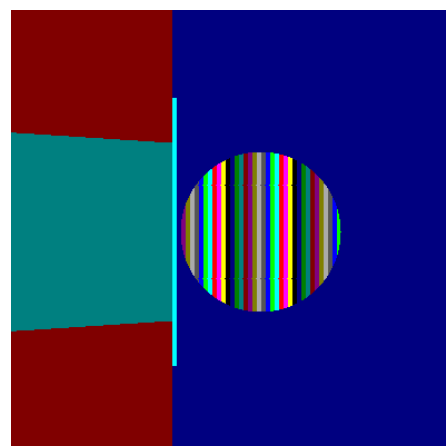


Рис. 2. Дозиметрический фантом

В настоящей работе моделировалась плотность потока равная $10^9 \text{ см}^{-2}\cdot\text{с}^{-1}$ эпитеповых нейтронов с энергией от 1 кэВ до 30 кэВ, а также тепловых и быстрых нейтронов с наиболее вероятными и средними энергиями. Гомогенные дозиметрические фантомы моделировался с 3 материальными составами: Water – водный фантом, Brain – основные элементы человеческого мозга, АТОМ – состав дозиметрического фантома «АТОМ» (Таблица 1). Для определения влияния других элементов в составе биологической ткани на распределение нейтронного пучка были выбраны 2 модели фантома, в состав которых помимо воды входят другие вещества.

Результат расчетов. В результате расчетов были получены распределения пучка нейтронного излучения в дозиметрических фантомах для следующих энергетических групп нейтронов: 0–0,5 эВ – тепловые, 0,5 эВ – 10 кэВ – эпитеповые, выше 10 кэВ – быстрые (Рисунок 3).

Таблица 1

Состав моделей дозиметрического фантома

	Water	Brain	АТОМ
Плотность, г/см ³	1,00	1,04	1,07
Водород, %	11,2	10,7	8,16
Кислород, %	88,8	71,2	26,49
Углерод, %	–	14,5	53,6
Азот, %	–	2,2	1,53
Хлор, %	–	–	0,19
Магний, %	–	–	9,98

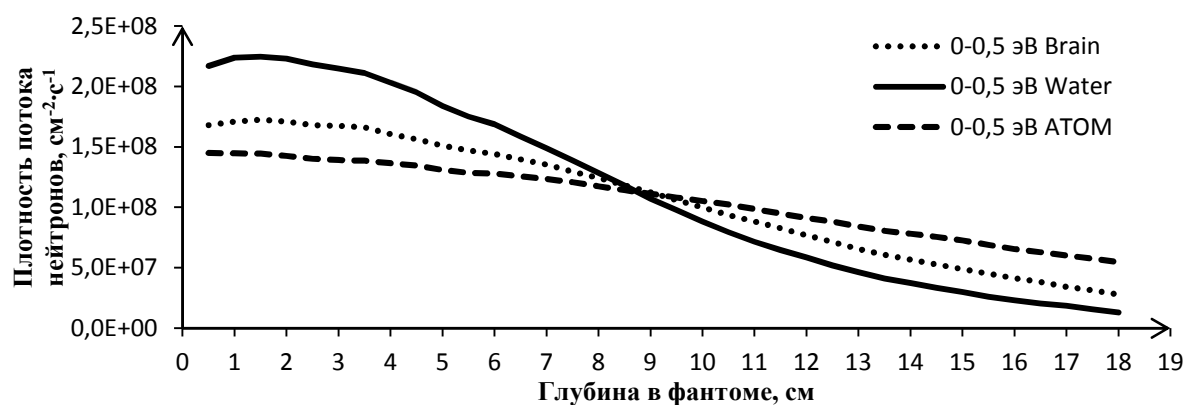


Рис. 3. Распределение пучка нейтронного излучения с энергией 0–0,5 эВ

В водяном фантоме значения плотности потока нейтронов может быть завышенным по сравнению с распределением потока нейтронов в настоящем мозге человека. На практике водяной фантом приемлемо использовать только для первичной оценки влияния нейтронного излучения на биологическую ткань мозга. Состав фантома «Brain» наиболее приближен к составу человеческого мозга, поэтому можно считать, что распределение пучка нейтронного излучения в этом фантоме имеет наименьшую погрешность, а значит лучше подходит для настоящих исследований. В составе фантома «АТОМ» входит 53,6 % углерода, из-за этого накопления тепловых и эпитепловых нейтронов не наблюдается. Фантом с данным составом приемлемо использовать для моделирования взаимодействия нейтронного излучения с другими частями тела[4].

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Довбня А.Н., Купленников Э.Л., Кандыбей С.С., Красильников В.В. Нейтроны против рака // ЭЧАЯ. 2014. Т.45, вып. 5-6. С. 1750–1783.
2. IAEA, Current status of neutron capture therapy // Printed by the IAEA in Austria, 2001.
3. Alexeev N. I. et al. MCU-PTR Code for Precision Calculation of Pool and Tank Types Research Reactors // Atomic Energy. – Т. 109. – С. 123-129.
4. Бусыгин А.С., Аникин М.Н., Наймушин А.Г. Взаимодействие коллимированного нейтронного пучка с биологическими тканями// Сборник тезисов и докладов VII Школы-конференции молодых атомщиков Сибири. – Томск.: Изд. СТИ НИЯУ МИФИ, 2016. – 105 С.