

# СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ПРОГРАММ MCNPX И GEANT4 ДЛЯ ДОЗИМЕТРИЧЕСКОГО ПЛАНИРОВАНИЯ ТЕРАПИИ БЫСТРЫМИ НЕЙТРОНАМИ

**А.Н. Соловьев, В.В. Федоров, В.И. Харлов, У.А. Степанова**

*ФГБУ «Медицинский радиологический научный центр» Министерства здравоохранения России. 249036, Калужская обл., г. Обнинск, ул. Королева, 4*



Представлен сравнительный анализ средств моделирования программ MCNPX и GEANT4 в задачах расчета транспорта быстрых нейтронов для дистанционной лучевой терапии. Описываются группы модельных экспериментов, в которых сравниваются расчетные значения поглощенной энергии на различных типах фантомов и оценивается скорость расчета обоих средств моделирования в зависимости от изменения параметров фантома и источника. Результаты проведенных исследований могут лечь в основу системы дозиметрического планирования лучевой терапии быстрыми нейтронами.

**Ключевые слова:** лучевая терапия, дозиметрическое планирование, метод Монте-Карло.

## ВВЕДЕНИЕ

Задача количественной оценки поглощенной энергии в веществе имеет большое практическое применение – в зависимости от величины этой энергии можно определить поглощенную дозу в различных органах и частях тела пациента при реальном облучении. Эта задача является основной на стадии предлучевой подготовки пациента [1].

В настоящее время в мире существует всего несколько центров, где проводится дистанционная терапия быстрыми нейтронами. Среди них три лаборатории находятся в США, две в Японии, одна в Германии и две в России [2, 3]. Обнинский Медицинский радиологический научный центр Минздрава России совместно с ВНИИА проводит работу по созданию терапевтической установки для терапии нейтронами энергией 14 МэВ [5]. Основным элементом этой установки является нейтронный генератор, работающий на базе реакции  ${}^3\text{T}(d,n){}^4\text{He}$  и выдающий моноэнергетический поток излучения. Это выгодно отличает его от реакторных терапевтических установок, таких как FRMII в Германии [6], где наряду с 14 МэВ-ными нейтронами присутствуют и нейтроны низких энергий, начиная от тепловых. Такой спектр налагает определенные ограничения на возможности реального медицинского применения подобных установок и требует большого количества инженерных и технических решений для его применения.

В данном исследовании проводилась оценка действия нейтронов энергии 14 МэВ на различные типы фантомов. Проводились две группы модельных экспериментов для каждого из средств моделирования. В первой группе экспериментов сравнивались результаты расчета на водном воксельном фантоме различных конфигураций, в том числе глубинное и продольное изодозные распределения и поверхностные эффекты от

© А.Н. Соловьев, В.В. Федоров, В.И. Харлов, У.А. Степанова, 2014

вторичных протонов, возникающие при взаимодействии нейтронов с веществом. Во второй группе сравнивалось изменение скорости расчета в зависимости от состава фантома и изменения конфигурации источника. В качестве вариантов использовались водный, тканезквивалентный и несколько реальных человеческих фантомов, полученных на основе различных DICOM-снимков. Различные параметры источника связаны с учетом воздействия генератора нейтронов как такового, медицинской терапевтической установки в составе генератора и коллимирующего устройства [7, 8].

Потребность в проведении такого рода сравнений возникла из расхождения [9] экспериментальных данных и расчетной модели, которая была выполнена в среде MCNP5. Результаты этого опыта заставили переоценить возможности MCNP5, которая, имея ограниченный диапазон частиц, считает выделенную энергию в конкретной ячейке фантома как энергию нейтрона без учета вторичных частиц, в частности, протонов. Поэтому были выбраны программы MCNPX, позволяющая считать энергию от вторичных протонов (несущих основной вклад), и GEANT4, которая считает абсолютно все типы взаимодействий и не использует керма-приближение.

### **СРЕДСТВА И МЕТОДЫ**

В рассматриваемой задаче использовались программные средства MCNPX v.2.4.5e[10] и GEANT4.9.5-1 [11].

MonteCarlo N-Particle Transport Code (MCNP) – семейство программ для моделирования процесса переноса ионизирующего излучения (нейтронов, фотонов, электронов и др.) в материальных системах с использованием методов Монте-Карло. MCNPX разработана в Лос-Аламосской национальной лаборатории (Los Alamos National Laboratory) в США на языках программирования ANSI C и FORTRAN. Программа моделирует взаимодействие частиц (нейтронов, фотонов и электронов) с веществом системы. Рассматриваются реакции рассеяния и захвата, а также деления ядер нейтронами. Генерирует источник вторичных частиц, образующихся в ядерных реакциях (нейтроны деления, фотоны, электроны). Используется для решения задач в области физики ядерных реакторов, радиационной защиты, радиационной медицины [2].

В данном исследовании использовались параметры частиц (задаваемые директивами  $\text{phys:x}$ ) [10], отличные от значений по умолчанию. В частности, были установлены особые параметры для нейтронной, фотонной, электронной и протонной физики: включено аналоговое моделирование для всех типов частиц (т.е. отключено применение чисто статистических методов уменьшения дисперсии), отключена возможность распада нейтронов, отключены фотоядерные реакции на фотонах, а для расчета электронов и протонов использовалось приближение непрерывного торможения.

GEANT4 (англ. GEometry ANd Tracking – геометрия и трекинг) – программа для моделирования прохождения элементарных частиц через вещество с использованием методов Монте-Карло. Разработана в CERN на объектно-ориентированном языке программирования C++. GEANT4 позволяет моделировать частицы в очень широком энергетическом диапазоне (от нескольких электронвольт до многих гигаэлектронвольт). В отличие от MCNP она позволяет учитывать при моделировании вклад всех вторичных частиц, возникающих в ядерных реакциях первичных частиц с веществом, и предоставляет широкие возможности для сбора различной информации (выделившуюся в заданном объеме энергию, поглощенную дозу, поток частиц, длины треков и др.) [11]. В работе использовались версия GEANT 4.9.5 и собственный набор физических взаимодействий G4VModularPhysicsList, составленный на основе рекомендаций, приведенных в руководстве пользователя [11].

Расчеты выполнялись без использования техник параллельных вычислений, так как для MCNPX данная возможность недоступна без перекомпиляции исходных кодов, которые ввиду политических ограничений не поставляются в Россию и страны СНГ. Все

расчеты велись на одной машине с восемью процессорами Intel Xeon (тактовая частота 2.8 ГГц), что позволяло запускать одновременно несколько расчетов, по одному на каждый физический процессор, без потери производительности. Для построения графиков использовался программный продукт Origin. Для построение изодозных распределений использовался собственный программный код, написанный на языке Python [12] с использованием библиотек Numpy [13] и Matplotlib [14].

### ПЕРВАЯ ГРУППА МОДЕЛЬНЫХ ЭКСПЕРИМЕНТОВ: ВОДНЫЙ ФАНТОМ

Водный фантом – традиционная базовая модель человеческого тела для задач дозиметрического планирования. Именно водные фантомы использовались до появления средств компьютерного моделирования: на основе экспериментально полученных данных на один томографический снимок области вокруг опухоли пациента наносилась через кальку картина изодозного распределения [1]. Следует отметить, что подобные методы находят применение и в эпоху компьютерного моделирования – существует целые группы методов, которые основаны на коррекции поглощенной энергии (и, как следствие, поглощенной дозы) в зависимости от отношения плотности ткани к плотности воды. Взаимодействие нейтронов с тканями человеческого организма точно рассчитать такими методами нельзя. Моделирование, выполненное на водном фантоме, также показывает результаты, наблюдаемые в реальных экспериментах: максимальная поглощенная энергия от нейтронов энергии 14 МэВ (и, как следствие, максимальная доза) формируется вовсе не на крае фантома, ближайшем к источнику, а на глубине около двух миллиметров. На рисунках 1 и 2 показаны графики полученных зависимостей поглощенной энергии в веществе от глубины в фантоме.

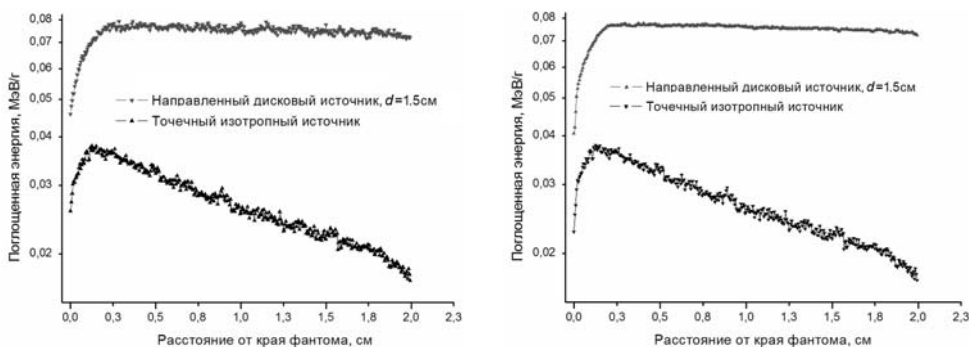


Рис. 1. Глубинное распределение поглощенной энергии в водном фантоме, рассчитанное с помощью MCNPX (слева) и GEANT4 (справа). Расстояние от источника – 5 см. Энергия нейтронов – 14 МэВ. Плотность потока энергии нейтронов –  $10^{11}$  н/с

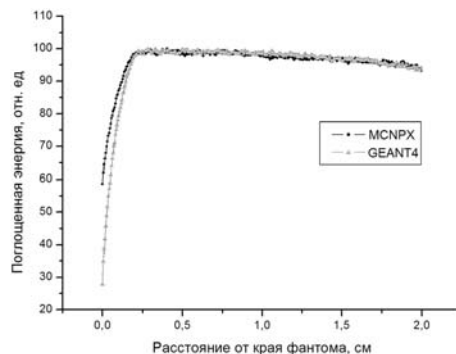


Рис. 2. Сравнительный график глубинного распределения суммарной поглощенной энергии (относительные единицы) в водном фантоме. Направленный дисковый источник  $d = 1.5$  см. Энергия нейтронов – 14 МэВ

Если рассмотреть вклад различных частиц в общую поглощенную дозу, то получится картина глубинного распределения, представленная на рис. 3.

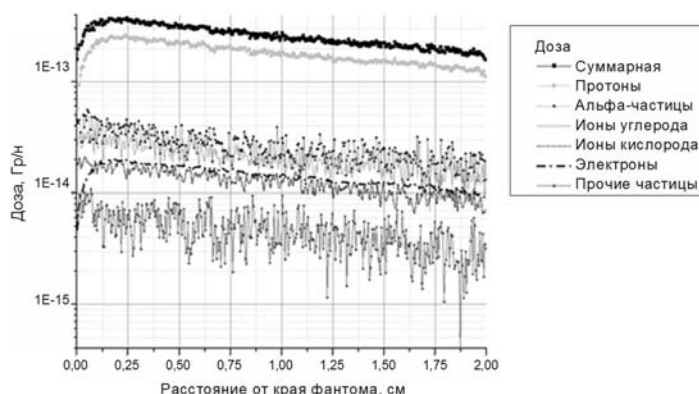


Рис. 3. Спектральное распределение поглощенной энергии от вторичных частиц

Впрочем, такие подробные (в некоторых расчетах использовался шаг решетки 5 мкм) расчеты не найдут практического применения в реальных клинических задачах ввиду большой ресурсоемкости и ограниченной разрешающей способности томографических снимков (обычно разрешение снимка составляет 0.7 мм/пиксель). Именно поэтому вопрос исследований на водном фантоме остается актуальным — на нем можно получить общий характер поведения глубинной кривой (и, как следствие, изодозного распределения), посчитать процент «падения» дозы на поверхности, после чего использовать методы выделения поверхностных и граничных слоев на реальном человеческом фантоме и пересчитать рассчитанные более быстрыми методами дозы в зависимости от полученного процентного отношения. В частности, расчет поглощенной веществом энергии в керма-приближении показывает отличные характеристики на больших глубинах в фантоме, при этом с отличными показателями быстродействия (рис. 4).

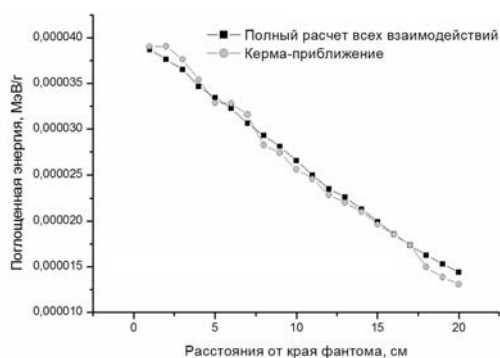


Рис. 4. Сравнение двух типов расчетов по программе MCNPX на водном фантоме 20×20×20 см<sup>3</sup>: размер ячейки — 0.5 см; время расчета — 4157 мин. (полный расчет всех взаимодействий — 360 млн. историй, средняя ошибка — 8%; расчет в керма-приближении — 870 млн. историй, средняя ошибка — 5%)

Продольные и поперечные изодозные распределения, рассчитанные для водного фантома 10×10×10 см<sup>3</sup> (размер ячейки фантома — 0.5 см) представлены на рис. 5, 6. Источник мононаправленный дисковый,  $d_{ист} = 0.75$  см. Расстояние от источника — 17 см.

Таким образом, можно отметить, что MCNPX и GEANT4 показывают хорошие результаты при моделировании водного фантома, которые соответствуют друг другу и могут быть использованы для дальнейших исследований.

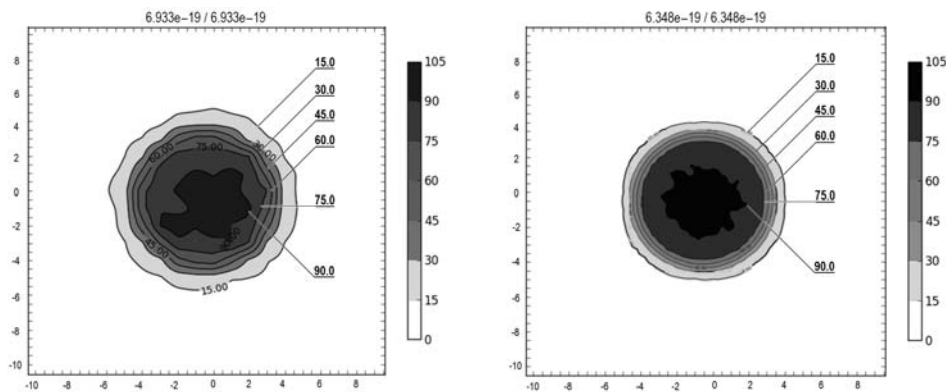


Рис. 5. Поперечное изодозное распределение по результатам моделирования в средах GEANT4 (слева) и MCNPX (справа), ближайший к источнику слой (по осям – расстояния, см; изолинии – нормированная на 100 % поглощенная энергия; вверху – максимальная поглощенная доза в слое / максимальная поглощенная доза на фантоме, Гр/н)

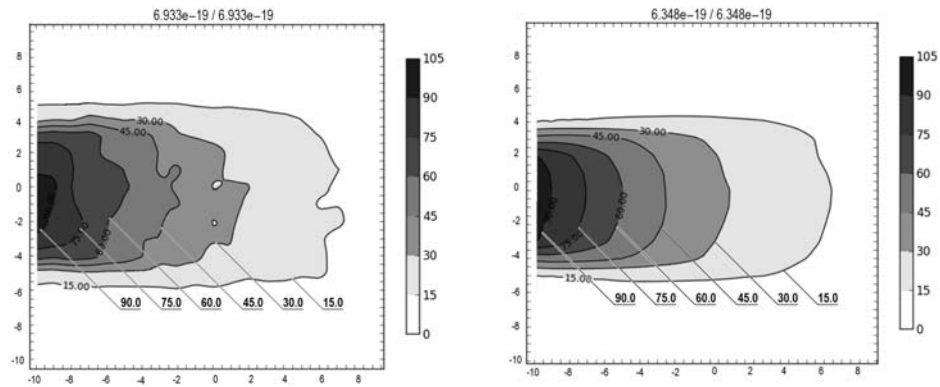


Рис. 6. Продольное изодозное распределение по результатам моделирования в среде GEANT4 (слева) и MCNPX (справа), центральный слой (по осям – расстояния, см; изолинии – нормированная на 100 % поглощенная энергия; вверху – максимальная поглощенная доза в слое / максимальная поглощенная доза на фантоме, Гр/н)

## ВТОРАЯ ГРУППА МОДЕЛЬНЫХ ЭКСПЕРИМЕНТОВ: ДРУГИЕ ФАНТОМЫ И МОДЕЛИРОВАНИЕ ТЕРАПЕВТИЧЕСКОЙ УСТАНОВКИ

Вторая группа модельных экспериментов проводилась с целью выявить характерные особенности расчета сред, в том числе тканезквивалентного и реального, полученного на основе томографических снимков.

Первым экспериментом была простая замена материала фантома с воды на обобщенную мягкую ткань стандарта ICRU плотностью  $1.06 \text{ г/см}^3$ ; ее компонентный состав представлен в табл. 1.

Несмотря на более высокое содержание водорода в ткани, нежели в воде, вклад вторичных протонов не изменился. На рисунке 7 представлен сравнительный график, иллюстрирующий процентный вклад протонов отдачи в суммарную поглощенную энергию. Разброс данных в ткани вызван плохой статистикой. Полный сравнительный обзор действия нейтронов с энергией 14 МэВ авторами проводился в [15].

В рамках данной группы модельных экспериментов производился расчет наиболее приближенной к реальной конфигурации: в качестве фантома использовались обработанные и приведенные к стандартным тканям томографические снимки пациента. Приведение томографических снимков к расчетной модели осуществлялось двумя методами. Первый метод аналогичен применяемому в системе планирования SERA [16]. Второй метод используется в одном из примеров, поставляемых вместе GEANT4, и состоит

в следующем: значение вокселя получается по расширенной таблице материалов после определения средней плотности ткани на снимке [11]. Этот метод имеет существенные ограничения, в частности, некорректно будет использовать одинаковый набор тканей для снимков головы и брюшной полости. Однако суммарное количество материалов в итоговом расчете оказывается меньше, нежели в первом методе. Была написана собственная реализация обоих методов на языке Python [12] с использованием библиотек Numpy [13] и PIL [17]. Однако, как показали результаты расчетов, второй метод, несмотря на меньшее количество итоговых материалов, оказывается в среднем на 20% медленнее, чем первый, причем как в MCNPX, так и в GEANT4. Кроме того, воксельные фантомы могут применяться для расчетов сопутствующих радиологических задач, оценки рисков, степени защиты и пр. [18].

Таблица 1

### Материальный состав обобщенной мягкой ткани

Элемент	Массовая доля элемента, %
H (водород)	10.20
C (углерод)	14.3
N (азот)	3.4
O (кислород)	70.8
Na (натрий)	0.2
P (фосфор)	0.3
S (сера)	0.3
Cl (хлор)	0.2
K (калий)	0.3

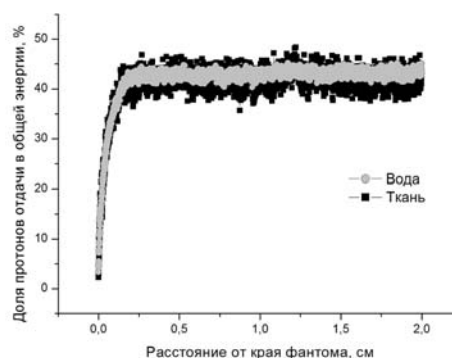


Рис. 7. Сравнительная доля протонов отдачи в суммарной поглощенной энергии в воде и мягкой ткани (расчет по программе MCNPX; размер слоя фантома – 5 мкм)

Последний эксперимент в данной группе проводился для учета влияния конфигураций источника. Использовалась расчетная модель генератора НГ-24 со специально разработанным коллиматором и без него. Штатными средствами обоих программных средств моделирования проводился перенос и поворот установки «генератор-коллиматор» для отслеживания изменения скорости расчета относительно базового положения (установка находится перпендикулярно фантому). Результаты эксперимента показали, что MCNPX весьма и GEANT4 в меньшей степени чувствительны к углам поворота. Так как углы поворота заранее известны и задаются на стадии планирования перед выполнением расчета, следующие исследования будут направлены на создание алгоритма преобра-

зования исходного трехмерного DICOM-объема таким образом, чтобы получающийся в результате эквивалентный фантом был всегда перпендикулярен источнику излучения. На рисунке 8 показано сечение коллиматора во встроенной среде GEANT4 (материалы не выделены) и прилагаемой к MCNP программе Vised.

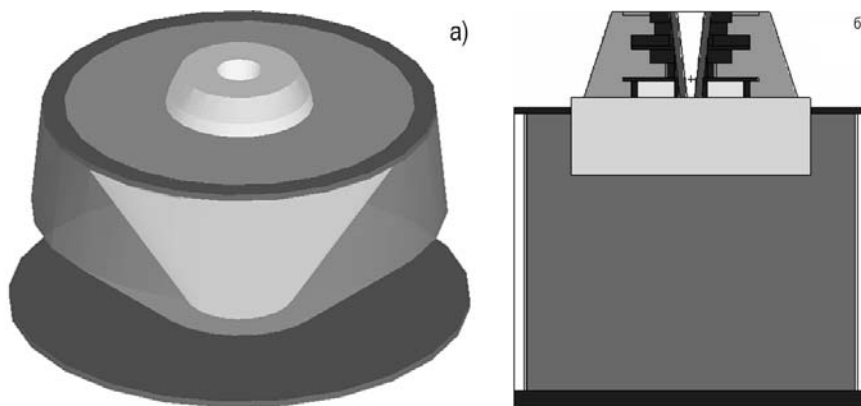


Рис. 8. Сечение генератора НГ-24 и коллиматора собственной конструкции – визуализация в средах GEANT4 (а), Vised (б)

Сводные данные для всех групп экспериментов представлены в табл. 2.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проанализировав полученные данные, можно выдвинуть следующие утверждения.

1. Расчет в керма-приближении работает в среднем быстрее в четыре раза (в четыре раза большее число историй при одинаковом времени расчета) и выдает результаты с точностью более чем в три раза (средняя ошибка 0.3 против 1.0 в полном расчете на водном фантоме). Преимуществом такого расчета является то, что он может выполняться по программе MCNP5, которая в свою очередь может быть распараллелена посредством MPI (англ. Message Passing Interface – интерфейс обмена сообщениями – один из классических подходов к разработке кластерных высокопроизводительных вычислений). Недостатком такого расчета является то, что в нем невозможно учесть эффекты на границах раздела сред со значительной плотностью (вода-ткань, кость-ткань) – именно на этих участках будет наблюдаться уход максимума поглощенной энергии с поверхности вглубь.

2. Замена воды на любую многокомпонентную структуру (например, ткань) вызывает замедление расчетов в обеих средах в среднем на 40 – 50%. Ошибка при этом практически не изменяется.

3. Расчет воксельного фантома, построенного на основе томографических снимков по первому методу (с большим числом материалов), показывает в обеих средах большее быстродействие, нежели второй, но, в целом, замедление относительно тканезквивалентного фантома незначительно.

Можно заключить, что несмотря на все плюсы быстрых нейтронов с энергиями 14 МэВ [4, 5, 9] их применение предполагает усиление требований к средствам расчетного дозиметрического планирования и моделирования, что и было показано в данном исследовании. Необходимо искать новые компромиссные решения между точностью расчета, правильной оценкой дозы на поверхности тела и временем моделирования, которое может быть критически важным фактором при введении в реальную эксплуатацию таких терапевтических установок. В связи с этим появляется целый ряд задач, которые необходимо будет решить в дальнейших исследованиях. С этой точки зрения среда GEANT4 представляется более перспективной, так как у пользователей есть возможность модифицировать под собственные нужды ее исходный код, а также в связи с большим

количеством открытых публикаций, описывающих данную среду, в том числе связанных с применением облачных технологий в расчетах. В предстоящих исследованиях будут рассмотрены вопросы, связанные с оптимальным представлением человеческого фантома в системах моделирования, а также с распределенными расчетами в рамках единого программно-технического комплекса адронной лучевой терапии.

Таблица 2

**Сводная таблица результатов экспериментов**

Эксперимент, параметры фантома		Число историй, млн	Время расчета, мин	Средняя ошибка, %	Примечание
Водный фантом					
MCNPX	Монослой, 400x50мкм <sup>2</sup>	6	82/108	1/0.8	Точечный / дисковый
	20x20x20 * 0.5x0.5x0.5 см <sup>3</sup>	500	2400/3638	4/6	Генератор без коллиматора/с коллиматором
	64x64x35 * .25x.25x.6 см <sup>3</sup>	200	2800	5	Водный эквивалентный фантом
GEANT4	Монослой, 400x50мкм <sup>2</sup>	6	140/154	2	Точечный/дисковый источник
	20x20x20 * .5x.5x.5 см <sup>3</sup>	500	2500/4100	–**	Генератор без коллиматора/с коллиматором
	64x64x35 * .25x.25x.6 см <sup>3</sup>	200	3100	–**	Водный эквивалентный фантом
Тканеэквивалентный фантом					
MCNPX	Монослой, 4000x5 мкм <sup>2</sup>	1200	8648	2	Дисковый источник для сравнения с водой
	20x20x20 * 0.5x0.5x0.5 см <sup>3</sup>	18	1400	6	Расчет изодоз
GEANT4	Монослой, 4000x5 мкм <sup>2</sup>	1200	9500	2	Дисковый источник для сравнения с водой
	20x20x20 * .5x.5x.5 см <sup>3</sup>	18	1480	7	Расчет изодоз
Реальный фантом					
MCNPX	64x64x35 * .25x.25x.6 см <sup>3</sup>	560/400/1800	6140	4/5/1	Фантом человеческой головы, методы 1/2/керма-приближение
GEANT4	64x64x35 * .25x.25x.6 см <sup>3</sup>	400	7000/7180	–**	Фантом человеческой головы, методы 1/2

\* – габариты в вокселях

\*\* – данные примеры не были модифицированы для подсчета статистической ошибки

**Литература**

1. Труфанов Г.Е., Асатурян М.А., Жаринов Г.М. Лучевая терапия. Том 2. – М.: Издательская группа ГЭОТАР-Медиа, 2007. – 195 с.

2. Википедия – Свободная энциклопедия (Wikipedia, the free encyclopedia) – Режим свободного доступа: <http://ru.wikipedia.org>, <http://en.wikipedia.org>, свободный. Яз. рус., англ.



3. Саенко А.С., Мардынский Ю.С., Ульяненко С.Е. и др. Отчет о НИР. Развитие биомедицинских основ пользования реакторных нейтронов для дистанционной, нейтронозахватной и сочетанной лучевой терапии. – Обнинск: МРНЦ РАМН, 2004. – 300 с.
4. Цыб А.Ф., Ульяненко С.Е., Мардынский Ю.С. Нейтроны в лечении злокачественных новообразований. – Обнинск: МРНЦ РАМН, 2003. – 94 с.
5. Бровин А.И., Литяев В.М., Лычагин А.А., Корякин С.Н., Соловьев А.Н., Ульяненко С.Е. Создание терапевтической установки на базе нейтронного генератора НГ-24 / Сб. тезисов международной научно-технической конференции «Портативные генераторы нейтронов и технологии на их основе». г. Москва, 22-26 октября 2012 г. – С. 4-5.
6. Garry Sylvia, Rbhm Werner et al. First steps towards a fast-neutron therapy planning program // Garry et al. Radiation Oncology 2011, 6:163, 2011.
7. Литяев В.М., Соловьев А.Н. Устройство формирования терапевтических нейтронных полей на базе генератора НГ-24 / Сб. тезисов международной научно-технической конференции «Портативные генераторы нейтронов и технологии на их основе». г. Москва, 22-26 октября 2012 г. – С. 27.
8. Литяев В.М., Ульяненко С.Е., Горбушин Н.Г. Патент на изобретение №2442620 «Устройство для лучевой терапии быстрыми нейтронами». 2012 г.
9. Литяев В.М., Лычагин А.А., Потетня В.И., Соловьев А.Н., Ульяненко С.Е., Харлов В.И. Физико-дозиметрические исследования для обоснования медико-технических требований терапевтических установок на базе портативных генераторов нейтронов / Сб. тезисов международной научно-технической конференции «Портативные генераторы нейтронов и технологии на их основе». г. Москва, 22-26 октября 2012 г. – С. 26.
10. MCNPX Home page – Режим свободного доступа: <http://mcnpx.lanl.gov/>
11. GEANT4: A toolkit for the simulation of the passage of particles through matter– Режим свободного доступа: <http://geant4.cern.ch/>
12. Python – Режим свободного доступа: <http://www.python.org/>
13. Numpy – Режим свободного доступа: <http://www.numpy.org/>
14. Matplotlib: Python plotting – Режим свободного доступа: <http://matplotlib.sourceforge.net/>
15. Степанова У.А., Соловьев А.Н., Прусаченко П.С. Влияние элементного состава тканей с близкими плотностями на оценки поглощенных доз при планировании нейтронной терапии с использованием GEANT4 // Экспериментальная и теоретическая биофизика 13. Сб. – г. Пуццино: типография Fix-print, 2013. – С. 127–128.
16. Соловьев А.Н. Автоматизированная распределенная система планирования лучевой терапии // Информационные и телекоммуникационные технологии. – 2013. – №17. – С. 48-60.
17. Python Imaging Library – Режим свободного доступа: <http://www.pythonware.com/products/pil/>
18. Моисеенко Д.Н., Кураченко Ю.А. Анализ тяжелых радиационных аварий с помощью воксельного антропоморфного фантома // Известия вузов. Ядерная энергетика. – 2012. – №4. – С. 152-160.

Поступила в редакцию 20.12.2013 г.

#### Авторы

Соловьев Алексей Николаевич, инженер, аспирант Московского государственного технического университета радиотехники, электроники и автоматики (МГТУ МИРЭА)  
E-mail: [salonf@googlemail.com](mailto:salonf@googlemail.com)

Федоров Владимир Викторович, старший научный сотрудник, кандидат техн. наук  
E-mail: [mrvvf@yandex.ru](mailto:mrvvf@yandex.ru)

Харлов Валентин Игоревич, инженер  
E-mail: [vkharlov@mrrc.obninsk.ru](mailto:vkharlov@mrrc.obninsk.ru)

Степанова Ульяна Алексеевна – инженер  
E-mail: [oktan9@yandex.ru](mailto:oktan9@yandex.ru)

UDC: 621.039.52:615.849.1

## COMPARATIVE ANALYSIS OF MCNPX AND GEANT4 FOR FAST NEUTRON RADIATION TREATMENT PLANNING

Solovyev A.N., Fedorov V.V., Kharlov V.I., Stepanova U.A.

Federal State Institution «Medical Radiological Research Center» of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation.

4, Korolev st., Obninsk, 249036, Kaluga reg., Russia

### ABSTRACT

The paper presents a comparative analysis of the MCNPX and GEANT4 simulation codes in radiation treatment planning tasks for fast neutron therapy. Different voxel phantoms were used in this study. A water voxel phantom was used to estimate the secondary particle spectrum. Different homogeneous tissue phantoms were used to compare the dependence of the physical absorbed dose on the tissue type. Finally, two algorithms for voxel aggregation were developed and implemented in the Python programming language to convert medical DICOM images obtained using computer tomography at MRRC, Obninsk, Russia.

MCNPX 2.5e and GEANT-4.9.5p02 were used in this study on the Intel Xeon E5506 2.13 GHz workstation in a single-processor mode. Data preparation and post-simulation analysis were performed using the programs developed by the authors and written in Python with Numpy and Matplotlib Libraries.

The simulation time, physical absorbed dose and dose error were measured during the study. The results showed that the MCNP kerma-evaluation can be faster and more accurate than any other method, but the dose on the surface (i.e. patient's skin) is assessed incorrectly as the secondary particles and proton equilibrium are not taken into consideration by this method. Homogeneous tissue phantom simulation is much more time-consuming than water phantom simulation, but inhomogeneous structures (i.e. real patient geometry) have comparable simulation time. Work to improve the voxel-based geometry phantom representation will be continued.

**Key words:** radiation therapy, radiation treatment planning, Monte-Carlo method.

### REFERENCES

1. Trufanov G.E., Asaturyan M.A., Gharinov G.M. *Luchevaya terapiya – Tom 2* [Radiation therapy – Part 2], Moscow, GEOTAR-Media Publ. 2007, 195 p. (in Russian)
2. Wikipedia, the free encyclopedia. Available at: <http://ru.wikipedia.org>, <http://en.wikipedia.org>
3. Saenko A.S., Mardinskiy Yu.S., Ulyanenko S.E. eds. *Otchet o NIR. Razvitie biomedicinskih osnov ispolzovaniya reaktornih neitronov dlya distancionnoi, neutron-zahvatnoi i sochetannoi luchevoi terapii* [Research results. The biomedical basis development for reactor neutrons usage in external beam radiotherapy, neutron-capture therapy and concomitant therapy.] Obninsk: MRRC, 2004, 300 p. (in Russian).
4. Tsyb A.F., Ulyanenko S.E., Mardinskiy Yu.S. *Neitroni v lechenii zlokachestvennih novoobrazovaniy* [Neutron in malignancies treatment]. Obninsk: MRRC, 2004, 94 p. (in Russian).
5. Brovin A.I., Lityaev V.M., Lichagin A.A., Koryakin S.N., Solovyev A.N., Ulyanenko S.E. Creation of therapeutic facility based on neutron generator NG-24 [Proc. «Portable neutron generators and technologies on their basis»]. Moscow, 2012, pp. 4-5. (in Russian).
6. Garny Sylvia, Rbhm Werner et al. First steps towards a fast-neutron therapy planning program // Garny et al. *Radiation Oncology* 2011, 6:163, 2011.
7. Lityaev V.M., Solovyev A.N. The equipment for creation of therapeutic neutron fields at the neutron generator ng-24. [Proc. «Portable neutron generators and technologies on

- their basis»]. Moscow, 2012, p. 27. (in Russian).
8. Lityaev V.M., Ulyanenko S.E., Gorbushin N.G. *Ustroistvo dlya luchevoi terapii bistrimi neutronami* [The fast neutron radiation treatment facility]. Patent RF, no. 2442620, 2012.
9. Lityev V.M., Lychagin A.A., Potetnya V.I., Solovyev A.N., Ulyanenko S.E., Harlov V.I. Physical and dosimetric studies for substantiate medical requirements to therapeutic facility based on portable neutron generators [Proc. «Portable neutron generators and technologies on their basis»]. Moscow, 2012, p. 26. (in Russian).
10. MCNPX Home page. Available at: <http://mcnpx.lanl.gov/>
11. Geant4: A toolkit for the simulation of the passage of particles through matter. Available at: <http://geant4.cern.ch/>
12. Python. Available at: <http://www.python.org/>
13. Numpy. Available at: <http://www.numpy.org/>
14. Matplotlib: Python plotting. Available at: <http://matplotlib.sourceforge.net/>
15. Stepanov U.A., Solovyev A.N., Prusachenko P.S. *Vliyanie elementnogo sostava tkanei s blizkimi plotnostyami na otsenki pogloshennih doz pri planirovanii neutronnoi terapii s ispolzovaniem GEANT4* [The close density tissues and its elemental composition dependence on the absorbed dose evaluation in neutron radiation therapy tasks with GEANT4] «Eksperimentalnaya i teoreticheskaya biofizika '13. » Sbornik tezisov [Proc. «Experimental and theoretical biophysics '13. Books of theses»]. Puschino, Fix-print Publ. 2013, pp. 127-128 (in Russian).
16. Solovyev A.N. Automated distributed radiation treatment planning system. *Informacionnye i telekommunikatsionnie tehnologii*. 2013, no. 17, pp. 48-60 (in Russian).
17. Python Imaging Library. Available at: <http://www.pythonware.com/products/pil/>
18. Moiseenko D.N., Kurachenko U. *Analiz tyajelih radiatsionnig avariij s pomoshju vokselnogo antropomorfnoogo fantoma* [The severe radiation accidents analysis with voxel anthropomorphic phantom]. *Izvestiya vuzov. Yadernaya energetika*. 2012, no. 4, pp. 152-160.

### Authors

Solovyev Alexey Nikolaevich, Engineer, Postgraduate (Moscow State Technical University of Radio Engineering, Electronics and Automation, Russian Federation)

E-mail: [salonf@googlegmail.com](mailto:salonf@googlegmail.com)

Fedorov Vladimir Victorovich, Researcher, Cand. Sci. (Engineering)

E-mail: [mrvvf@yandex.ru](mailto:mrvvf@yandex.ru)

Kharlov Valentin Igorevich, Engineer

E-mail: [vkharlov@mrrc.obninsk.ru](mailto:vkharlov@mrrc.obninsk.ru)

Stepanova Uliyana Alekseevna, Engineer

E-mail: [oktan9@yandex.ru](mailto:oktan9@yandex.ru)