РАДИОХИРУРГИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ЛЕКСЕЛЛ ГАММА-НОЖ PERFEXION: МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕТОДОМ МОНТЕ-КАРЛО

Т. Меджадж[1], А.И. Ксенофонтов[1], А.В. Далечина[2]
[1] Национальный исследовательский ядерный университет НИЯУ МИФИ, Москва
[2] АО "Деловой центр Нейрохирургии" Центр Гамма-Нож, Москва

Целью работы является определение основных подходов к моделированию источника излучения системы Гамма-нож Perfexion методом Монте-Карло по литературным данным. Были рассмотрены четыре модели источника излучения, используемые в основных программных пакетах для моделирования переноса излучения: Penelope (2012 г.), Fluka (2013 г.), GEANT4 (2014 г.), EGSnrc (2016 г.), представленные в работах Best, Battistoni et al., Jan Pipek, Pappas et al. соответственно. Произведено сравнение относительных дозовых профилей и выходных факторов ($ВФ_к$).

Ключевые слова: *Гамма-нож Perfexion, модели источника излучения, метод Монте-Карло, Penelope, Fluka, Geant4, EGSnrc*

Введение

Гамма-нож – это специализированный нейрохирургический инструмент, созданный шведским нейрохирургом Ларсом Лекселлом для лечения различной внутричерепной патологии [1]. В этой системе используются пучки-гамма-излучения от радионуклидных источников ^{60}Co, сфокусированные в одной точке (изоцентре) (рис. 1). Аппараты Лекселл Гамма-нож производятся шведской фирмой Электа (Elekta).

В настоящее время во всем мире работает свыше 350 установок Лекселл Гамма-нож (Leksell Gamma Knife), и к 2017 г. на этих аппаратах по всему миру было пролечено более 1,1 млн пациентов. На территории России первая установка Гамма-нож была инсталлирована в НМИЦ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко в 2005 г. [2].

С момента лечения первого пациента на аппарате Гамма-нож в 1967 г. эта система постоянно совершенствовалась: изменения коснулись как радиационного модуля, так и коллимационной системы, а также системы позиционирования пациента. В 2007 г. фирма Elekta выпустила новую модель установки Гамма-нож – Leksell Gamma Knife Perfexion. Общий вид установки показан на рис. 2.

Свободное пространство для позиционирования головы пациента системы Perfexion имеет форму усеченного конуса в отличие от полусферических форм предыдущих моделей. Такая модификация привела к увеличению радиационной полости и позволила сделать возможным облучение мишеней, располагающихся на уровне второго шейного позвонка. Первичный и вторичный коллиматоры предыдущей модели 4С заменены одним коллиматором [3] из вольфрама толщиной стенок 12 см.

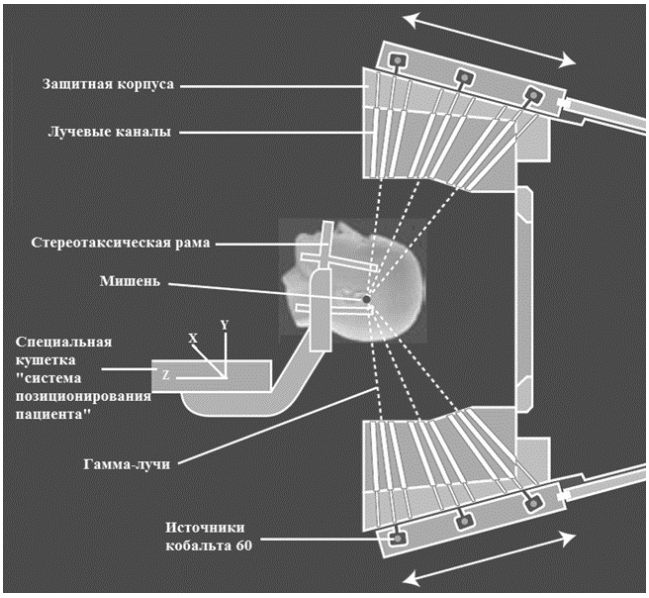

Рис. 1. *Схема радиационного модуля установки Гамма-нож Perfexion*

Рис. 2. *Общий вид установки Гамма-нож модели Perfexion (НМИЦ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко)*

Коллимационные отверстия расположены пятью концентрическими кольцами. В модели Perfexion источники расположены ближе к изоцентру (расстояние источник–изоцентр от 374 до 433 мм) [3]. Это привело к большей мощности дозы и соответственно более быстрому процессу облучения. Коллиматор имеет 8 секторов, в каждом секторе 72 отверстия (по 24 коллимационных отверстия для пучков диаметром 4, 8 и 16 мм). Все 192 источника ^{60}Co находятся в 8 секторах, расположенных над поверхностью коллиматора.

Сам коллиматор абсолютно неподвижен, однако каждый сектор с источниками может перемещаться независимо от других секторов в одном из пяти положений: расположение источников напротив каждого из трех доступных диаметров 4, 8 и 16 мм (3 позиции); положение, при котором излучение из источников отсутствует (каждый источник расположен между 4 и 8 мм коллимационным каналом); исходное положение источников (home position). Для перемещения секторов используется серводвигатель. Коллимационная система установки Гамма-нож модели Perfexion изображена на рис. 3.

Дозиметрическое планирование облучения осуществляется в системе Лекселл Гамма-план. В системе Гамма-план пользователь выбирает положения изоцентров (шотов), вес изоцентра (относительное время облучения в каждом изоцентре), положение головы пациента на кушетке (гамма-угол), размер коллимационного сектора. В более ранних системах Лекселл Гамма-план до создания модели Perfexion использовался алгоритм расчета дозовых распределений TMR *classic* (отношение ткань – максимум). В этом случае доза рассчитывалась с использованием закона экспоненциального ослабления. Для произвольной точки в голове пациента доза от всех источников определяется суперпозицией. Алгоритм позволяет быстро производить расчет дозы, используя аппроксимацию биологических тканей внутри черепа водой, эквивалентной по радиологическим параметрам [4].

При этом в литературе отмечено, что использование TMR *classic* обеспечивает корректный расчет дозовых распределений в случае

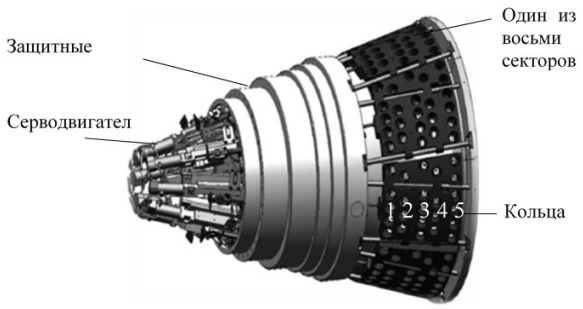

Рис. 3. *Устройство коллиматора установки Гамма-нож модели Perfexion*

расположения патологических образований в центральной части головы, однако точность расчета дозы снижается при облучении мишеней вблизи гетерогенных областей или на периферии [5–8].

В более новой версии системы планирования Лекселл Гамма-план (Leksell GammaPlan® Version 10) внедрены два новых алгоритма расчета дозы: TMR 10 и алгоритм свертки (convolution). TMR 10 – усовершенствованная версия TMR classic, в которой обновлены физические параметры (дозовые профили и параметры, определяющие глубинную дозу) с помощью новых экспериментальных данных и результатов расчета методом Монте-Карло [4]. Однако наличие негомогенных областей попрежнему не учитывается.

Алгоритм свертки позволяет добиться более точного расчета, особенно в областях с большим разбросом плотностей ткани [5, 8]. В этом алгоритме используются данные компьютерной томографии, обеспечивающие определение поправок на гетерогенность ткани (числа Хаунсфилда) [4].

Использование алгоритма свертки для планирования на установке Гамма-нож не является общепринятым, так как требует пересмотра выработанных на основании длительного клинического опыта предписываемых доз [6]. В работах, посвященных сравнению различных алгоритмов расчета, показано, что результаты расчета по алгоритму свертки и TMR classic могут отличаться на 11,5 % [5], а результаты расчета по алгоритму свертки и TMR 10 отличаются на 11,6 % [6] и до 15 % [7].

В настоящее время единственным методом, обеспечивающим точный расчет дозы в случае наличия гетерогенных областей, особенно в малых полях, является метод Монте-Карло (ММК) [9]. Внедрение алгоритмов расчета на основе ММК-моделирования в рутинное планирование облучения на установке Гамма-нож является крайне актуальной задачей, так как в случае нейрохирургической патологии мишени могут располагаться вблизи воздушных полостей и костных структур, например, при облучении патологии глаза [10].

Несмотря на активное применение метода Монте-Карло для моделирования переноса излучения в радиотерапевтических установках, в литературе представлено не так много работ по использованию данного метода для моделирования системы Гамма-нож модели Perfexion. Большинство авторов используют ММК в качестве «золотого стандарта» проверки факторов выхода и дозовых профилей установки Гамма-нож модели Perfexion [11–14]. Это может быть связано с тем, что конструкция модели Perfexion значительно отличается от предыдущих моделей (4B, 4C) сложностью коллимационной системы и расположением источников. Кроме того, конфиденциальность детальной информации о конструкции аппарата препятствует эффективной разработке модели источника излучения данной установки.

Настоящая работа посвящена анализу литературных данных по моделям источников излучения на установке Гамма-нож модели Perfexion.

Можно выделить четыре программных пакета для моделирования излучения на установке Гамма-нож методом Монте-Карло: Penelope [15], Geant 4 [16], EGSnrc [17], FLUKA [18]. Сведения о конструкции аппарата были предоставлены авторам публикаций фирмой производителем Elekta AB после подписания соответствующего соглашения.

Описание подхода к моделированию в работе [11]

В работе [11] с помощью программы Penelope было проведено моделирование одного сектора системы Гамма-нож модели Perfexion, а доступные данные из спецификации позволили провести более точные расчеты. Автор работы получил информацию о деталях конструкции аппарата, а именно, сведения о диаметрах концентрических цилиндров, из которых состоит вольфрамовый коллиматор, а также о положении и расстояниях до источников, информацию о наклоне коллиматора относительно нормали.

В этой модели используется 17 точечных источников, расположенных внутри цилиндра 17 мм. Фотоны испускаются в телесном угле 45° относительно изоцентра (рис. 4). После проведения дополнительных расчетов было установлено, что размер угла полуапертуры (угол α между крайним лучом и центральной осью конического пучка) в 22,5° является достаточным, и поэтому излучение фотонов ограничивалось этим углом, а доза интегрировалась по объему 2,1 мм^3 (такой объем был выбран для соответствия значениям алгоритма TMR 10).

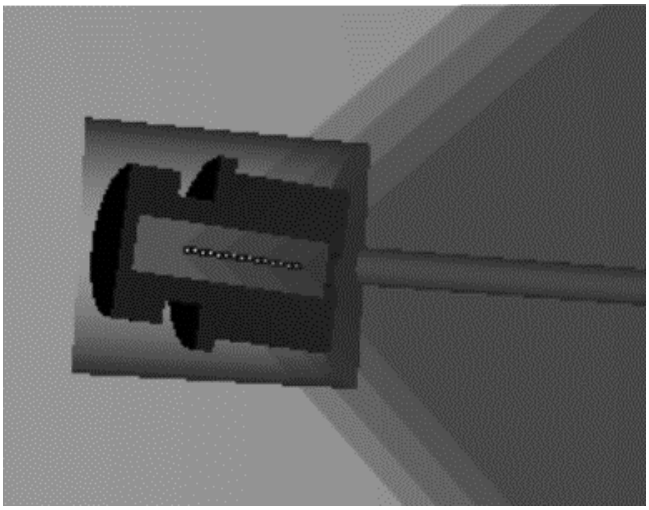

Рис. 4. *Модель из 17 точечных источников (белые точки в центре втулки) вдоль объема источника ^{60}Co внутри капсулы и втулки. Начальный телесный угол испускаемых фотонов от каждого источника 45° (полупрозрачные конусы справа)*

Величина начальной энергии источника ^{60}Co разыгрывалась случайно с вероятностью 50 % для фотонов (1,17 и 1,33 МэВ) согласно схеме распада радионуклида. Каждый из 17 точечных источников испускал $8{,}3\times10^7$ фотонов. Таким образом общее число исходных фотонов составляло $1{,}4\times10^9$. Расчеты для всех 8 секторов проводились с помощью поворота по оси *Z*.

Описание подхода к моделированию в работе [12]

Универсальный программный пакет FLUKA предназначен для проведения расчетов методом Монте-Карло в сложных геометриях и для широкого энергетического диапазона.

В работе [12] решается задача моделирования переноса излучения для всех 192 (24×8) источников. При этом учитывались все геометрические особенности коллимационных каналов, положения источников и известные материалы.

Каждый источник, состоящий из гомогенного кобальтового материала, моделировался цилиндрическим объемом с диаметром 1 мм и высотой 18 мм. Гомогенный металлический материал был выбран для моделирования цилиндрических капсул с кобальтовыми гранулами.

При моделировании случайно разыгрывался один из всех 192 источников, а затем производилась равномерная выборка начальной точки формирования пучка внутри объемного источника, а затем для этой начальной точки генерировались фотоны радионуклида ^{60}Co.

При расчетах в водном фантоме пороговая величина энергии фотонов и вторичных электронов равнялась 10 кэВ, а для материалов коллимационной системы эта величина энергии составляла 2 МэВ. Доза рассчитывалась внутри цилиндра радиусом 1 мм и высотой 1 мм (объем 3,1 мм^3) с полуапертурой 5°.

Выходные факторы для каждого размера коллиматора и дозовые профили были рассчитаны по трем координатным осям. Результаты моделирования подтверждались путем сравнения полученных дозовых профилей с измеренными величинами, выполненными с помощью радиохромных пленок EBT [19].

Описание подхода к моделированию в работе [13]

Программа GEANT4 учитывает, что коллимационный шлем имеет коническую форму снаружи, а внутри – частично цилиндрическую и коническую формы. Сами коллиматоры состоят из нескольких секций конической или цилиндрической формы. При моделировании внутренней полости все коллиматоры удаляются и только один коллимационный канал (соответствующий выбранному источнику) используется в модели.

Каждый источник представлен в виде цилиндра диаметром 1 мм высотой 17 мм, и все они имеют одинаковую активность. При перемещении с одной позиции на другую источник сохраняет свою ориентацию в пространстве. Поэтому его ось идеально совмещена только с одной осью канала коллиматора (4 мм), узкий угол вращения и небольшой сдвиг используется для двух оставшихся коллиматоров. Источники в этой модели находятся в воздушной среде и не окружены внешней защитной оболочкой или капсулой.

В этой модели используется полуапертура 5°, а величина интегральной дозы определяется в трех различных объемах: оптимальном и двух кубических 1,7 мм^3 и 4,1 мм^3. Были рассчитаны все 14 (4, 5 и 5) выходных факторов устройства для коллиматоров 16, 8 и 4 мм соот-

ветственно, а также эффективные выходные факторы для двух коллиматоров 4 и 8 мм. Дозовые профили вдоль основных осей также определялись для коллиматоров каждого размера.

Описание подхода к моделированию в работе [14]

Программа EGSnrc является расширенной и улучшенной версией программы EGS 4 с библиотекой классов на языке C++. Основываясь на данных о материальном составе и геометрических деталях, предоставленных фирмой Elekta в соответствии с соглашением о конфиденциальности, была разработана данная комплексная программа ММК для моделирования излучения установки Гамма-нож модели Perfexion, в которой были учтены точное положение и ориентация для всех 192 источников радионуклида ^{60}Co.

Источником фотонов с энергией 1,17 и 1,33 МэВ был ^{60}Co. Моделирование ММК в этой работе выполнялось для коллиматоров одного размера одновременно. В этой работе были рассмотрены три модели геометрии источника ^{60}Co:

1. Простой подход: металлическая капсула и алюминиевая втулка источника были проигнорированы, в результате чего модель источника (под названием “голый кобальт”) состояла исключительно из однородного материала из кобальта с плотностью 8,9 г/см^3.
2. Более реалистичный подход с капсулой источника из нержавеющей стали, однако втулка по-прежнему игнорируется (модель названа “кобальт и капсула”).
3. Модель с учетом полной геометрии источника.

В этом моделировании рассматривался изотропный источник и с полуапертурой в 5°. Доза интегрировалась по различным сферическим объемам с радиусами от 0,2 до 3 мм, а затем экстраполировалась к нулевому объему.

Сравнение подходов моделирования для установки Гамма-нож модели Perfexion

Таким образом, подводя итоги анализа литературных данных, отметим:

- ✓ В программе Penelope [11] разработанная модель источника, включает как капсулу, так и втулку реального источника, вместе с тем, фотоны излучаются из 17 точечных источников, равномерно распределенных через каждый 1 мм, вместо стопки (набора) цилиндрических гранул источника ^{60}Co.
- ✓ В программе FLUKA [12] источник включает только металлическую капсулу, а в программе GEANT4 [13] использовалась самая простая модель источника, что значительно сказывается на распределении дозы по сравнению с результатами, полученными с учетом источника с металлической капсулой по программе EGSnrc [14], следовательно, необходимо учитывать металлическую капсулу при моделировании методом Монте-Карло.
- ✓ В программе EGSnrc [14] всегда предполагается расчет дозы в сферическом объеме с радиусом, меньшим или равным 0,5 мм и 1,4 мм, для размеров коллиматора 4 и 8 мм соответственно.
- ✓ Изменение направления вылета фотонов (переход от изотропного источника к конусу с 5° полуапертурой) не влияет на полученные в результате МК-моделирования дозовые профили. Однако такое смещение значительно сказывается при расчете выходных факторов [14].

В качестве иллюстрации на рис. 5–7 показаны профили вдоль осей *X* и *Z* для различных размеров коллиматора, полученные по рассмотренным программам. В целом из их сравнения можно отметить достаточно хорошее согласование результатов, особенно для коллиматоров малых размеров .

В табл. 1 по литературным данным представлены выходные факторы (ВФк), полученные с помощью рассмотренных кодов ММК и моделей источников излучения, а также выходные факторы коллиматоров 4 мм и 8 мм при референсной дозе ($Д_{16}$) для коллиматора 16 мм ($ВФ_к=Д_к/Д_{16}$).

Заключение

Были рассмотрены четыре модели источника излучения установки Гамма-нож Perfexion. Согласно результатам анализа литературных данных, при моделировании переноса излучения ММК оптимальным представлением источника ^{60}Co является цилиндр диаметром 1 мм и высотой 17 мм, при этом необходимо учитывать наличие металлической капсулы, в

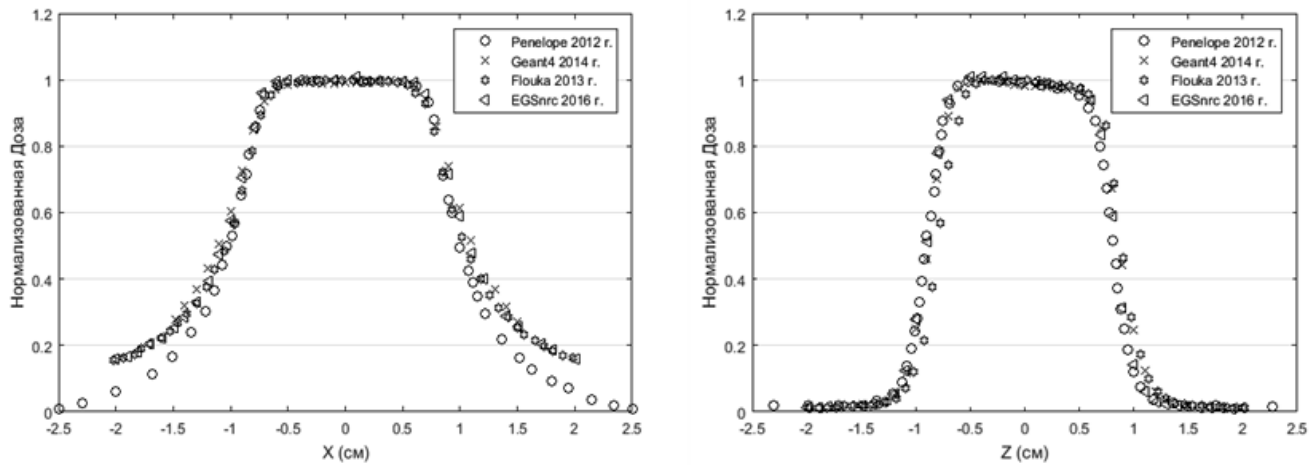

Рис. 5. *Профили по осям X и Z для коллиматора 16 мм*

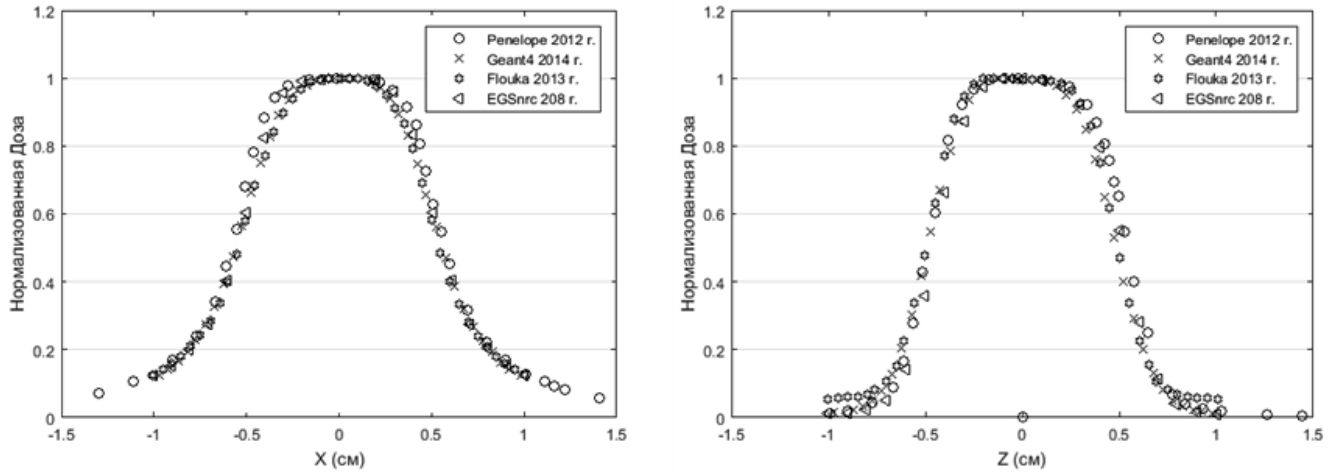

Рис. 6. *Профили по осям X и Z для коллиматора 8 мм*

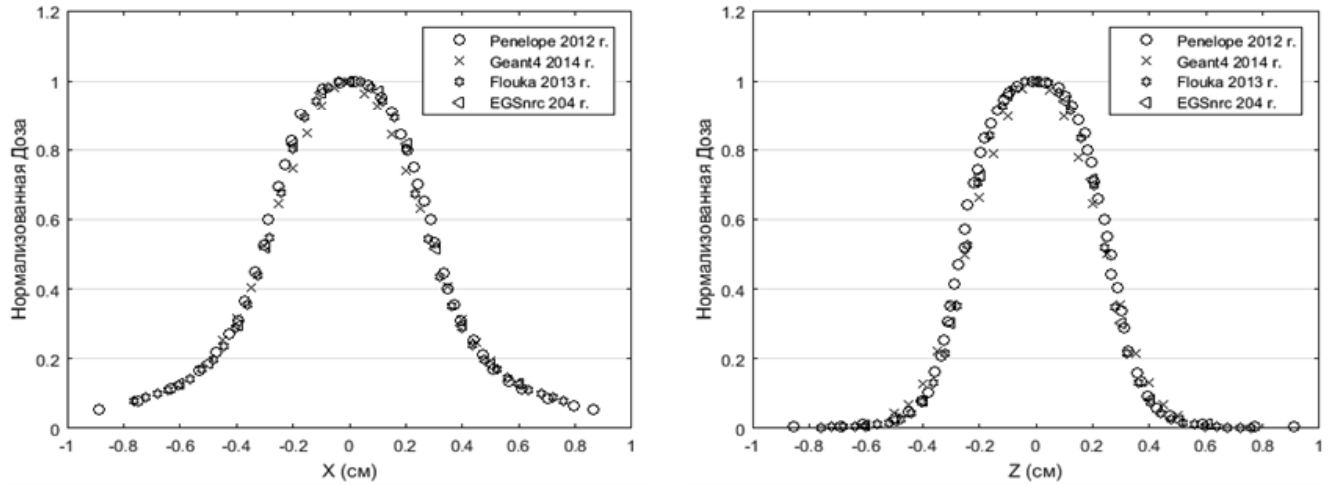

Рис. 7. *Профили по осям X и Z для коллиматора 4 мм*

Таблица 1

Данные выходных факторов ($ВФ_к$), рассчитанные ММК

Код ММК	Модель источника	ВФ 4 мм	ВФ 8 мм
EGSnrc (Pappas et al. 2016)	Изотропное излучение фотонов, “нулевой объем”, полная геометрия источника	0,819±0,004	0,8941±0,0013
GEANT4 (Pipek et al. 2014)	Ограничено в 5° фотонного излучения, “оптимальный” объем, без капсулы и втулки	0,830±0,009	0,921±0,004
GEANT4 (Pipek et al. 2014)	Ограничено в 5° фотонного излучения, куб 1,7 мм^3, без капсулы и втулки	0,821±0,012	0,924±0,009
GEANT4 (Пипек и др. 2014)	Ограничено в 5° фотонного излучения, куб 4,1 мм^3, без капсулы и втулки	0,803±0,017	0,924±0,005
FLUKA (Battistoni et al. 2013)	Ограничено в 5° фотонного излучения, цилиндр 3,14 мм^3, включая металлическую капсулу	0,800±0,007	0,920±0,008
PENELOPE (Best 2012)	Ограничено в 22,5° фотонного излучения, сфера 2,14 мм^3, полного геометрия источника	0,806±0,002	0,904±0,002
Электа TMR-10 (ELEKTA AB 2011)		0,814	0,900
Электа TMR *classic* (ELEKTA AB 2011)		0,805	0,924

которой находится источник. Расчет доз производится в сферическом объеме с радиусами ≤0,5 мм и 1,4 мм для 4 и 8 мм коллиматоров соответственно, при угле полуапертуры не менее 5°.

Результаты дозиметрических расчетов по разработанным моделям сравнивались как по дозовым профилям, так и по выходным факторам ($ВФ_к$). Следует отметить, что для всех рассмотренных моделей доза рассчитывалась в гомогенном фантоме. Важным направлением дальнейших исследований является расчет доз с учетом неоднородностей и определение их влияния на дозовые распределения. Кроме того, актуальной задачей является расчет дозовых распределений методом Монте Карло для реальных клинических случаев и сравнение результатов с алгоритмом TMR10.

Список литературы

1. Голанов А.В. Введение // В кн.: Нейрорадиохирургия на Гамма-ноже. Ред. Голанов А.В., Костюченко В.В. – М.: ИП “Т.А. Алексеева”. 2018. С. 29–40.
2. Информация о центре [Электронный ресурс] // Центр “Гамма-нож” при НИИ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко. URL: http://www.lgk-russia.ru/about/.
3. Костюченко В.В. История стереотаксиса и радиохирургии // В кн.: Нейрорадиохирургия на Гамма-ноже. Ред. Голанов А.В., Костюченко В.В. – М.: ИП “Т.А. Алексеева”. 2018. С. 133–139.
4. Elekta. Leksell GammaPlan®, Elekta Instrument AB, Online Reference Manual Article NUMBER: 1018914 Rev. 01 (2011-01), 2011. 476 pp.
5. Xu A.Y., Bhatnagar J., Bednarz G. et al. Dose Differences Between the Three Dose Calculation Algorithms in Leksell GammaPlan // J. Appl. Clin. Med. Phys. 2014. Vol. 15. № 5. P. 89–99.
6. Rojas-Villabona, Kitchen N., Paddick I. Investigation of dosimetric differences between the TMR 10 and convolution algorithm for Gamma Knife stereotactic radiosurgery // Journal of Applied Clinical Medical Physics. 2016. Vol. 17. № 6. P. 217–229.
7. Osmancikova P., Novotny Jr J., Solc J., Pipek J. Comparison of the Convolution algorithm with TMR10 for Leksell Gamma knife and dosimetric verification with radiochromic gel dosimeter // J. Appl. Clin. Med. Phys. 2018. Vol. 19. № 1. P. 138–144.
8. Fallows P., Wright G., Harrold N., Bownes P. A comparison of the convolution and TMR10 treatment planning algorithms for Gamma

Knife® radiosurgery // J. Radiosurg. & SBRT. 2018. Vol. 5. № 2. P. 157–167.
9. Choi H.J., Chung H.T., Sohn J.W., Min C.H. Independent dose validation system for Gamma Knife radiosurgery, using a DICOM-RT interface and Geant4 // Physica Medica. 2018. Vol. 51. P. 117–124.
10. Костюченко В.В. Особенности РХГН патологий глаза // В кн.: Нейрорадиохирургия на Гамма-ноже. Ред. Голанов А.В., Костюченко В.В. – М.: ИП "Т.А. Алексеева", 2018. С. 425–432.
11. Best R.C. Monte Carlo Modeling of the Gamma Knife Perfexion™, Wake Forest University, PhD thesis 2012.
12. Battistoni G., Cappucci F., Bertolino N. et al. FLUKA Monte Carlo simulation for the Leksell Gamma Knife Perfexion radiosurgery system: Homogeneous media // Physica Medica. 2013. Vol. 29. № 6. P. 656–661.
13. Pipek J. Monte Carlo Model of Leksell Gamma Knife® 4C and Perfexion™. Czech Technical University, Prague, PhD thesis 2014.
14. Pappas E.P., Moutsatsos A., Pantelis E. et al. On the development of a comprehensive MC simulation model for the Gamma Knife Perfexion radiosurgery unit // Phys. Med. & Biol. 2016. Vol. 61. P. 1182–1203.
15. Salvat, F., Fernandez-Varea J.M., Sempau J. PENELOPE – A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. NEA-OECD. Paris. ISBN 92-64-02145-0, 2003.
16. Overview [Электронный ресурс] // GEANT4 a SIMULATION TOOLKIT: [сайт]. URL: https://geant4.web.cern.ch/.
17. EGSnrc: software tool to model radiation transport [Электронный ресурс] // National Research Council Canada. URL: https://www.nrc-cnrc.gc.ca/eng/solutions/advisory/egsnrc_index.html.
18. About [Электронный ресурс] // FLUKA. URL: http://www.fluka.org/fluka.php ?id=about&mm2=1.
19. GAFCHROMIC FILMS [Электронный ресурс] // GAFCHROMIC. URL: http://www.gafchromic.com/gafchromic-film/index.asp (дата обращения: 16 May 2019).

THE RADIOSURGICAL SYSTEM LEKSELL GAMMA KNIFE PERFEXION: MONTE-CARLO SIMULATIONS

T. Medjadj[1], A.I Ksenofontov[1], A.V. Dalechina[2]
[1] National Research Nuclear University (Moscow Engineering Physics Institute) MEPhI, Moscow, Russia
[2] OJSC Neurosurgery Business Center (Moscow Gamma Knife Center), Moscow, Russia

This paper analyzes Monte-Carlo simulations and some calculated dosimetric parameters published in the literature using various Monte Carlo codes with a view to identifying the main approaches to simulating the Gamma Knife Perfexion system. Four models were studied and analyzed: Best in his dissertation used PENELOPE (2012), Battistoni et al used FLUKA (2013), Jan Pipek in his dissertation used GEANT4 (2014) and Pappas et al used EGSnrc (2016).). The dosimetry calculations were benchmarked in terms of relative dose profiles and output factors (OFs).

Key words: *Gamma-knife Perfexion, radiation source models, Monte-Carlo, Penelope, Fluka, Geant4, EGSnrc*

E-mail: toufik.medjadj@yahoo.fr