

МОНТЕ-КАРЛО-МОДЕЛИРОВАНИЕ СИСТЕМЫ ПОРТАЛЬНОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ДЛЯ РАДИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО АППАРАТА С ИСТОЧНИКОМ ^{60}Co

Г.Е. Горлачев¹, А. В. Далечина², А.В. Кистенев³

¹ НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина Минздрава России, Москва

² Центр “Гамма-нож” при НМИЦ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко
Минздрава РФ, Москва

³ Центральная клиническая больница им. Н.А. Семашко № 2, Москва

Предложена и всесторонне проанализирована посредством численного моделирования методом Монте-Карло система получения портальных изображений в терапевтическом пучке гамма-излучения ^{60}Co . Предложена конструкция коллиматора, состоящего из двух конусов с диаметром отверстия в узком месте 4 мм, обеспечивающая наилучшие характеристики изображения. Система имеет высококонтрастное разрешение объектов на уровне 1 мм. Качество изображений сопоставлено с лучевыми нагрузками на пациента. При контрасте 7 % достигается отношение сигнал/шум на уровне 2 при дозе в зоне экспозиции пациента порядка 0,1 сГр. Относительно низкий уровень лучевых нагрузок позволяет рассматривать возможность применения для портальной визуализации метода КТ с коническим пучком.

Ключевые слова: Монте-Карло, модель источника излучения, код EGS4, портальные изображения

Введение

Исследован вопрос формирования портальных изображений пациента в пучках фотонов высоких энергий, используемых в лучевой терапии. Потребность в таких изображениях определяется необходимостью как точного позиционирования пациента перед сеансами лучевой терапии, так и контроля точности подведения дозы. На современных радиотерапевтических аппаратах достигается субмиллиметровая точность наведения терапевтических пучков на мишень с помощью специальных компонентов аппарата, представляющих собой откалиброванные рентгеновские установки. Их использование сильно удорожает систему и

усложняет эксплуатацию в реальных клинических условиях. Сложности использования терапевтических пучков вместо дополнительных рентгеновских излучателей связаны с низким качеством получаемых портальных изображений из-за низкой эффективности детекторов в мегавольтном диапазоне энергии излучения и разбеганием вторичных электронов, достигающем нескольких сантиметров [1–3].

Систем получения изображений в пучках гамма-терапевтических аппаратов вообще не существует. С точки зрения физики, основная проблема связана с большим размером источника (диаметр 1,5–2 см), не позволяющим достигать разрешения лучше одной ли-

нии на сантиметр. Однако относительно энергии излучения для визуализации в терапевтическом пучке кобальтовые установки предпочтительнее ускорителей.

Были проведены расчетные исследования с целью изучения свойств порталных систем в пучках ^{60}Co и расчета оптимальной конструкции системы коллимации и фильтрации излучения, в результате которой предложен вариант конструкции порталной системы. Симуляция работы системы порталной визуализации методом Монте-Карло продемонстрировала высокое качество изображений при приемлемых лучевых нагрузках на пациента, достаточное для использования порталной системы не только для контроля укладок пациентов, но и для навигации.

Материал и методы

Дозиметрические расчеты проводились методом Монте-Карло с использованием программного обеспечения MC [4], основанного на пакете EGS4 [5]. Из EGS4 использованы только алгоритмы расчета взаимодействий излучения и сечения для них. Процедуры переноса и взаимодействия частиц полностью переписаны на языке C++. Как и в архитектуре EGS4, использовался подход к описанию геометрии на основе двух перегружаемых функций `getDistanceInside()` и `getDistanceOutside()`, определяющих расстояние до границы объекта, когда частица находится внутри него и снаружи, соответственно. Остальную работу по вычислению транспорта излучения в гетерогенной среде берет на себя ядро системы.

Существенным упрощением для построения сцены объектов является требование перехода частиц строго по линейной цепочке объектов либо вперед, либо назад. Этому требованию удовлетворяет архитектура построения систем формирования полей излучения радиотерапевтическими аппаратами. Такое упрощение позволило написать универсальное приложение для симуляции радиотерапевтических аппаратов, в котором условия симуляции задаются двумя XML файлами: один описывает геометрию аппарата, другой – источники излучения и параметры симуляции. Для визуализации и контроля исполнения приложение выводит сцену симуляции в 3D виде в формате VRML, распознаваемом большинством универсальных пакетов визуализации. Программное

обеспечение имеет строгую иерархию классов с виртуальными методами, определяющими логику решения задач методом Монте-Карло. Для расширения его функциональности достаточно написать новые классы, наследующие определенные интерфейсы. Для решения задач данной работы пакет дополнен модулями геометрии исследуемого аппарата, модулем сбора статистической информации и модулем имитации излучения реального аппарата.

Моделирование потоков излучения

Для получения реалистичных изображений необходима симуляция количества частиц, сопоставимого с количеством частиц, вылетающих из реального терапевтического источника за секунду. Для типичного источника ГИК 9-3 это около $2,9 \times 10^{14}$. Симуляция такого количества частиц в разумные временные сроки на современных моноблочных компьютерах недостижима. Поэтому необходимо применять алгоритмы упрощения и ускорения. В данной работе основным методом ускорения является предварительная симуляция потоков частиц после первичного коллиматора. Идея такого моделирования источника изложена в работах [6–10]. Радиальная симметрия позволяет сократить число переменных, по которым в гистограммах накапливаются результаты симуляции, до четырех. Из этих гистограмм впоследствии извлекаются частицы неограниченного количества практически без потери качества воспроизведения потоков излучения. Как будет показано далее, ускорение составляет от 50 для терапевтического коллиматора до 3000

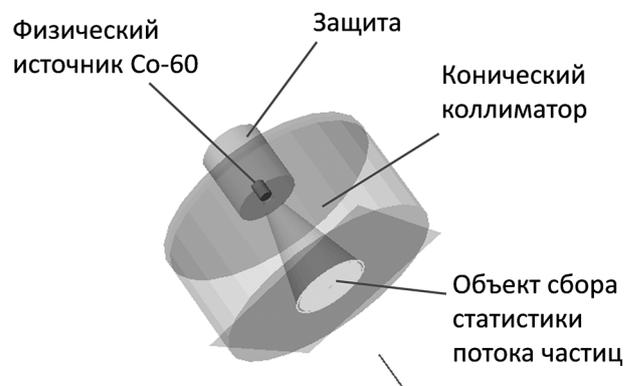


Рис. 1. Схемы расчетов в режиме сбора статистики для моделирования источника

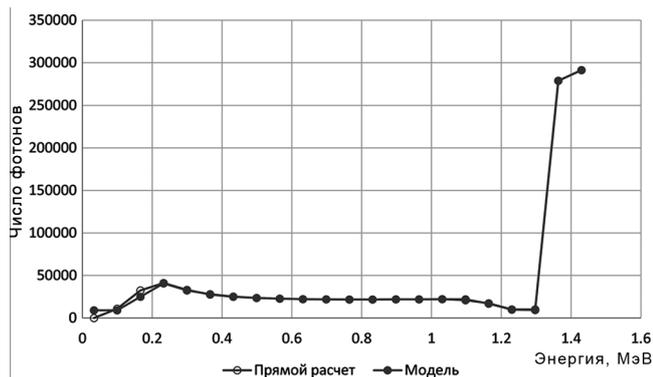


Рис. 2. Гистограмма распределения фотонов по энергии в области расположения модели. Данные представлены для случаев прямой симуляции и симуляции из модели

раз для портального коллиматора диаметром 2 мм.

Геометрия расчета параметров модели источника представлена на рис. 1. Плоскость, в которой собирается статистика потока частиц, располагается сразу за первичным коллиматором. На этом уровне присутствует радиальная симметрия, что существенно упрощает задачу. Каждая частица описывается четырьмя параметрами: энергией, радиусом кольца, в который она попадет, углом падения на плоскость модели и азимутом. На рис. 2–5 приведены усредненные гистограммы, полученные в прямой симуляции и симуляции из упрощенной модели источника. Высокая воспроизводимость потоков частиц предложенной моделью источника указывает на её корректность.

Организация гистограмм вытекает из алгоритма семплинга. В данном проекте параметры частицы разыгрываются по цепочке: энергия (E) → положение (R) → угол (T) → азимут (A). Статистика собиралась в 4-мерной матрице значений $N_E=22 \times N_R=50 \times N_T=50 \times N_A=20$. Поэтому в объекте модели содержатся только одна гистограмма по энергии, N_E гистограмм по радиусу, $N_E \times N_R$ гистограмм по углу и $N_E \times N_R \times N_A$ гистограмм по азимуту. В общей сложности для хранения данных моделей требуется 9 Мб памяти. Такой небольшой объем позволяет существенно экономить время на отсутствии постоянного обращения к медленной памяти.

Все фотоны, попадающие в модельный источник, разделены на первичные (нерассеянные) и рассеянные. Программа сбора статистики различает их по точному значению энер-

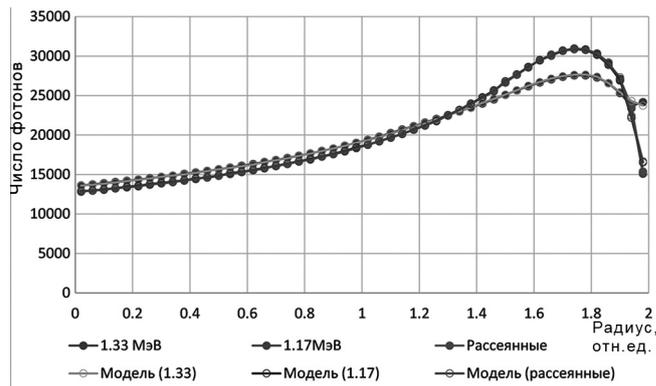


Рис. 3. Гистограмма распределения фотонов по радиусу в области расположения модели

гии. Фотоны с энергией 1,17 или 1,33 МэВ (две линии излучения ^{60}Co) являются первичными, остальные – рассеянными. Поскольку все графики за исключением энергетического спектра являются усредненными, по ним нельзя судить о форме тех или иных распределений в каждом отдельном случае. В частности, была предпринята попытка представления наиболее равномерных азимутальных распределений, аналитическими формулами. Однако результат оказался негативным. Не воспроизводились ни усредненные распределения, ни дозовые распределения в фантоме. При дальнейшем изучении выяснилось, что форма азимутальных распределений зависит и от типа фотонов (рассеянных или не рассеянных) и от положения, и от угла. Поэтому в модели сохранилось использование прямо полученных гистограмм.

Энергетический спектр (рис. 2) показывает существенный вклад рассеянного излучения в дозу. Показано следующее распределение фотонов (по количеству) в плоскости модели источника: первичные с энергией 1,33 МэВ – 29,1 %, 1,17 МэВ – 27,9 %, рассеянные – 43 %. Рассеянные фотоны относительно равномерно распределены по энергии во всем диапазоне. В модели рассеянные и не рассеянные фотоны разыгрываются отдельно.

Статистика распределений по радиусу собиралась в кольцах с переменным шагом по радиусу. Путем экспериментов с различными стратегиями была выбрана функция радиуса: $f(r) = 1,0 - \cos(\pi r / r_{max})$, разбиение которой на равные интервалы и определяло радиусы. На рис. 3 значение абсциссы 2 соответствует максимальному радиусу 6 см. Такой сложный

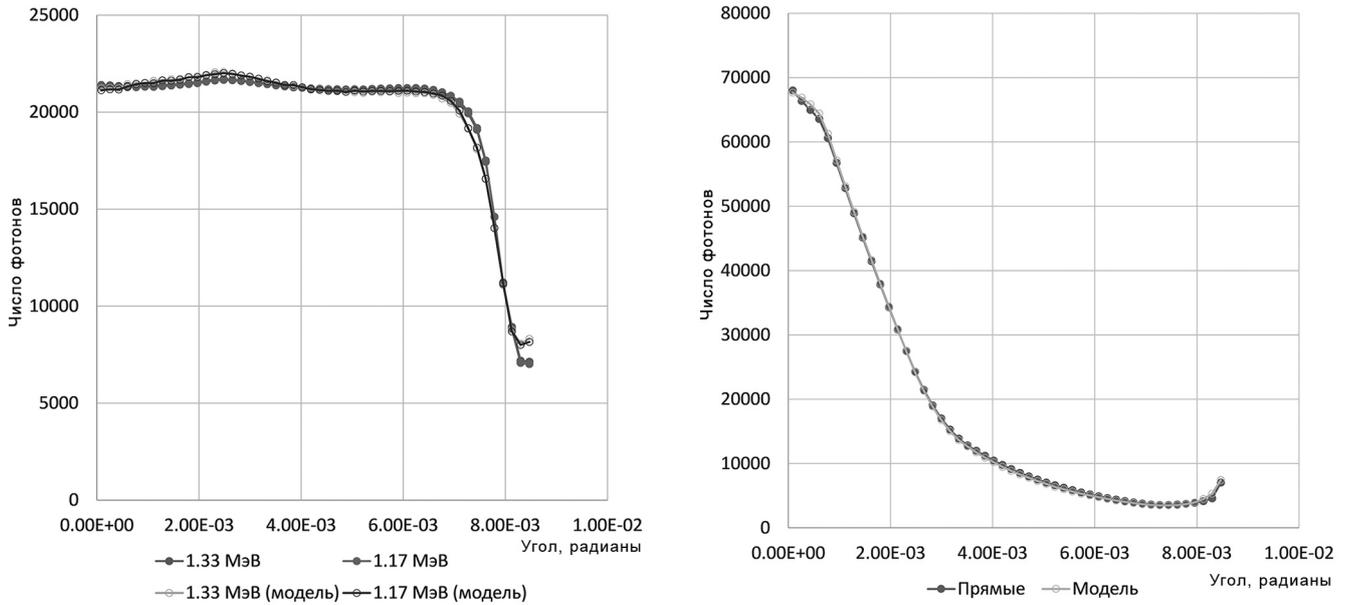


Рис. 4. Усредненные гистограммы распределения фотонов по углу в области расположения модели. Гистограммы нерассеянных (слева) и рассеянных (справа) фотонов представлены отдельно и имеют разную форму

алгоритм преследовал две цели – достижение хорошей статистики в каждом столбце гистограммы и получение максимально равномерного распределения. Неравномерность шага по радиусу объясняет нелогичный, на первый взгляд, профиль потока.

Угловое распределение (рис. 4) рассчитывается в углах между вектором скорости частицы и линией между центром физического источника и точкой пересечения частицей плос-

кости модели. По причинам, описанным в получении распределений по радиусу, разбиение гистограмм осуществлялось неравномерно по функции: $f(\theta) = \sin(\pi \times 0,5 \times (1 - \cos(\theta))) / \theta_{\max}$. Угловые распределения первичных фотонов рассчитывались с разрешением в 4 раза выше из-за их меньшего разброса.

Гистограммы распределений по азимуту рассчитывались в угловых координатах. На рис. 5 абсцисса соответствует углам в радианах по отношению к плоскости, проходящей через ось системы и точку пересечения частицы с плоскостью модели. Там же представлены распределения, усредненные по всем значениям энергии, радиуса и угла отклонения. Они выглядят гладкими и простыми, однако их вариативность по остальным переменным велика и не поддается аналитическому описанию.

Модель детектора изображений

При выборе типа исследуемого детектора в расчет принимались факторы доступности готовых решений из смежных областей и варианты детекторов, используемых в лучевой терапии. Основной мировой опыт использования систем портальной визуализации связан с ускорителями электронов [1]. Выбор модели детектора определяется компромиссом между эффективностью детектирования и разрешаю-

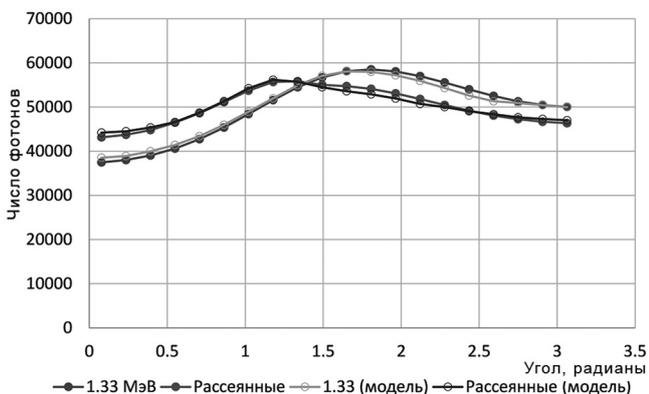


Рис. 5. Усредненные гистограммы распределения фотонов по азимуту в области расположения модели. Гистограммы нерассеянных (слева) и рассеянных (справа) фотонов представлены отдельно и имеют разную форму

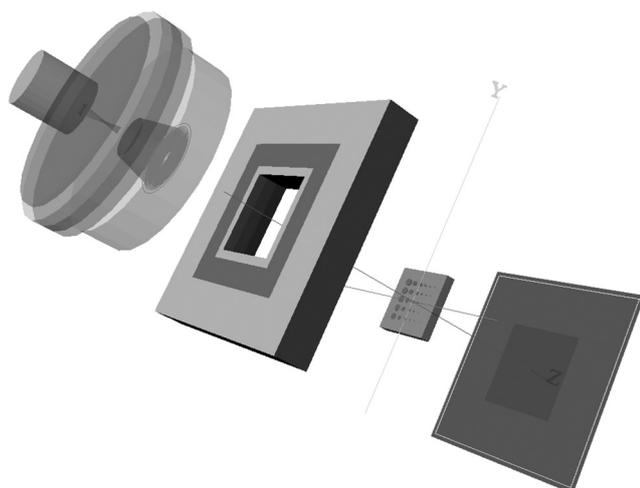


Рис. 6. Схема аппарата в режиме получения портальных изображений

щей способностью. В частности, для усиления сигнала используются сцинтилляторы [1]: увеличение их толщины приводит к повышению эффективности, но ухудшает разрешающую способность.

К счастью, излучение ^{60}Co обладает лучшими свойствами по сравнению с тормозным излучением ускорителей электронов. В диапазоне энергий фотонов, используемых в лучевой терапии, при практических толщинах сцинтилляторов мы имеем дело с формированием полезного сигнала вторичными электронами, образующимися в расположенных перед детектором фильтрах. Типичный пробег таких электронов в сцинтилляторах составляет от 1 до 2 мм (меньше, чем в воде, из-за более высокой плотности). Поэтому сцинтилляторы, используемые в диагностических рентгеновских системах (толщина порядка 0,6 мм) практически являются идеальными. В совокупности с достоинством доступности был выбран типичный детектор с толщиной сцинтиллятора 0,6 мм, размером 43×43 см и матрицей 1024×1024 пикселей. Предполагалось, что сигналом является количество энергии, выделившейся в сцинтилляторе.

Конструкция портальной системы

Общая схема конструкции портальной системы и ее численного моделирования представлена на рис. 6. Внутри одного из отверстий первичного коллиматора встроен до-

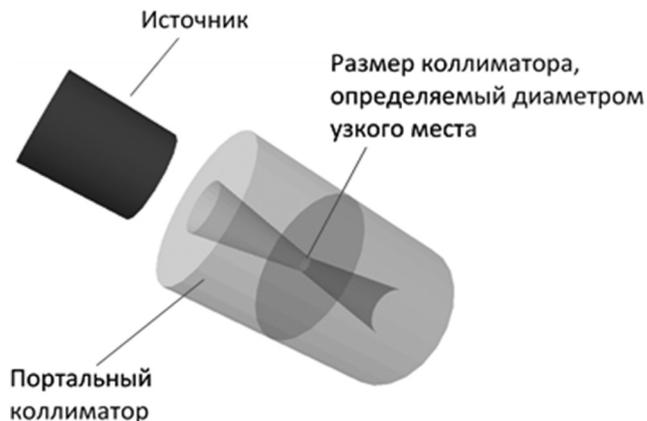


Рис. 7. Схема коллиматора источника для портальной системы

полнительный коллиматор, как показано на рис. 7. Конструкция коллиматора определяется диаметром узкой части, высотой и углом между внутренней поверхностью и осью системы. В окончательной конструкции аппарата следует предусмотреть оптимальное раскрытие прямоугольного коллиматора в целях минимизации облучения пациента и защиты чувствительной электроники. В качестве просвечиваемого образца изображен стандартный тест-

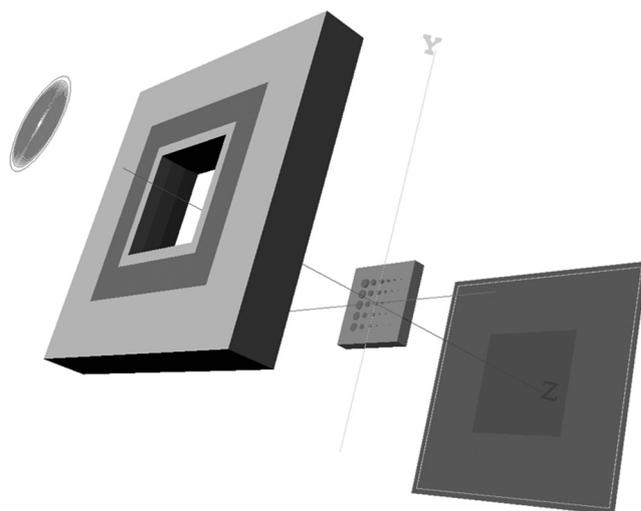


Рис. 8. Схема симуляции портальных изображений. Реальный источник заменен моделью для ускорения расчетов от 50 до 3000 раз в зависимости от коллиматора

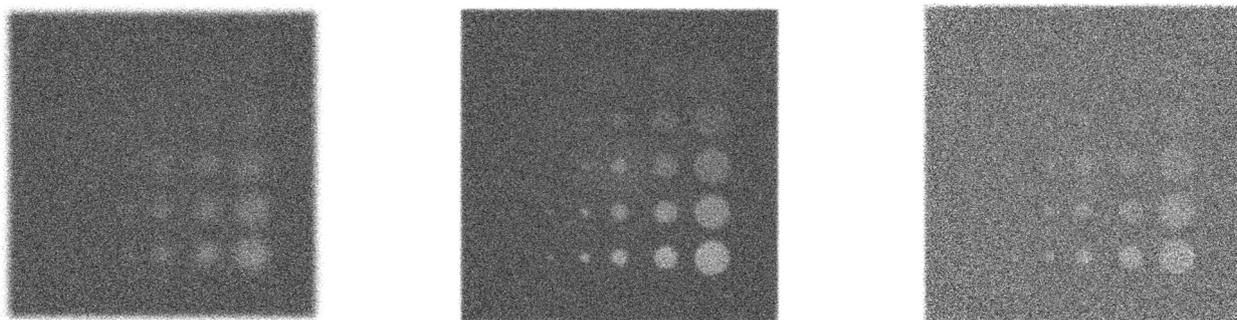


Рис. 9. Примеры изображений тестового фантома Las Vegas, симулированным с различными коллиматорами. Изображение с минимальным коллиматором симулировано при количестве частиц в 10 раз меньше чем в других случаях. Слева направо: терапевтический коллиматор, коллиматор 4 мм, коллиматор 2 мм

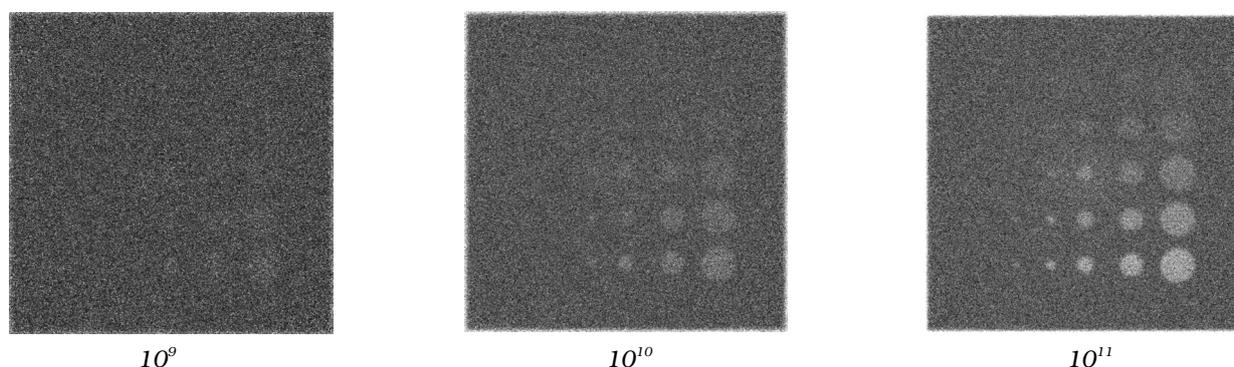


Рис. 10. Зависимость качества изображений от количества фотонов. В подписях к изображениям указано количество фотонов, извлеченных из модели источника. Для сравнения с реальными условиями за 4 с в формировании изображения будут участвовать примерно в 10 раз больше фотонов. В результате качество изображений ожидается по крайней мере сопоставимым по качеству с лучшими поставляемыми с ускорителями системами портальной визуализации

вый фантом Las Vegas. Детектирующая система находится на расстоянии 40 см от изоцентра и состоит из фильтра излучения, слоя, имитирующего скинтिलлятор, и слоя, обеспечивающего обратное рассеяние электронов, представляющего в физической системе плату детектирующей матрицы.

Метод симуляции изображений

При симуляции изображений реальный источник заменен его моделью (рис. 8). Матрица симулируемого изображения имеет размер 1024×1024 пикселей, что соответствует лучшим коммерческим портальным системам. Для анализа изображений специально под данную задачу написан модуль конвертирования дозовых распределений в формат изображений DICOM, который распознаётся большинством

систем обработки изображений. В данном исследовании для анализа шумов и амплитуд сигнала использовалась программа обработки медицинских изображений ClearCanvas. Для анализа изображений на предмет высококонтрастного разрешения использовалась программа ImageJ.

Для компенсации неравномерности потоков излучения в плоскости детектора использовалась стандартная техника калибровочных изображений. В данном исследовании использовалось одинаковое количество историй для калибровочных и реальных изображений, что примерно в полтора раза превышает шумы.

На рис. 9 и 10 представлены примеры полученных изображений фантома Las Vegas в зависимости от размера коллиматора и экспозиции. В процессе ряда численных экспериментов установлено, что наилучшее качество изоб-

Таблица 1

Контраст и отношение сигнал/шума, измеренные по наиболее крупноразмерному объекту фантома Las Vegas

Коллиматор	Фильтр	Количество историй	Контраст, %	Отношение сигнал/шум
Терапевтический	Al	10^{11}	6,4	1,1
4 мм	Нет	10^{11}	5,4	1,1
	H ₂ O	10^{11}	7,0	2,1
	Al	10^{11}	6,8	2,0
	Cu	10^{11}	6,8	2,0
	Pb	10^{11}	7,0	1,7
2 мм	Al	10^{10}	5,9	0,8

ражений достигается при коллиматоре диаметром 4 мм. При моделировании также определялся оптимальный материал фильтра внешних электронов и электронного равновесия. Существенной зависимости от материала не выявлено. По практическим соображениям с одинаковым успехом можно использовать фильтры из алюминия или меди толщиной порядка 1 мм.

Результаты и обсуждение

Низкоконтрастное разрешение

Низкоконтрастное разрешение характеризует способность обнаружения больших объектов с малым перепадом яркостей. Главным механизмом маскировки таких изображений являются шумы. В качестве фантома для измерения характеристик низкоконтрастного разрешения использовался стандартный фантом Las Vegas. Наиболее размерный объект фантома имеет диаметр 1,5 см и глубину 4,8 мм. Такой перепад в алюминии соответствует перепаду в слое воды толщиной 13 мм. На рис. 9 представлены изображения фантома для коллиматоров различного диаметра. Если не использовать специальный коллиматор, то изображения даже крупных объектов становятся трудноразличимыми. Поэтому наличие специального коллиматора является необходимым условием портальной системы с источниками ^{60}Co . На рис. 10 показана существенная зависимость качества изображений от количества историй. Этот эффект называется квантовым шумом. В реальной установке количество частиц, участвующих в формировании изображений, будет примерно на порядок

больше, чем при симулировании изображений с 10^{11} историями.

В табл. 1 содержатся количественные данные по шумам и контрасту. Перепад яркостей (контраст) между изображением высверленного цилиндра и тела фантома зависит от свойств излучения и во всех случаях составляет примерно 7 % для максимально контрастного объекта фантома. Среднеквадратичное отклонение сигнала и есть абсолютная характеристика шумов. Отношение сигнал/шум во всех имеющих практическое значение случаях близко и равно примерно 2 для максимально контрастного объекта. При этом в симуляциях с большой статистикой хорошо различимы объекты и с меньшей глубиной. На реальном аппарате количество частиц в пучке с коллиматором будет примерно на порядок больше. Поэтому ожидается, что в реальных условиях хорошо будут различимы все объекты фантома Las Vegas.

Высококонтрастное разрешение

Существует несколько методов измерения характеристик высококонтрастного разрешения. Удобно использовать измерение профиля ступенчатого изображения. Радиационный пучок строго наполовину прикрывался вольфрамовой пластиной толщиной 2 см. Такой слой ослабляет излучение источника ^{60}Co в 10 раз, т.е. обеспечивает большой перепад интенсивности при малом геометрическом возмущении.

На рис. 11 показан пример изображения и способ измерения профиля. Благодаря усреднению по большому количеству строк (порядка 300) влияние шумов незначительно. Размер пиксела матрицы, спроектированного на уровень изоцентра составляет 0,28 мм. При таком

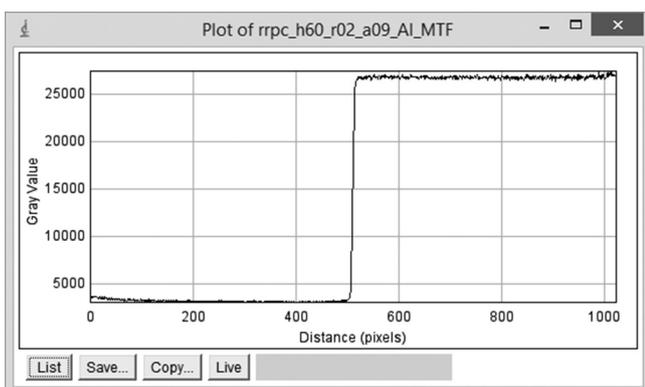
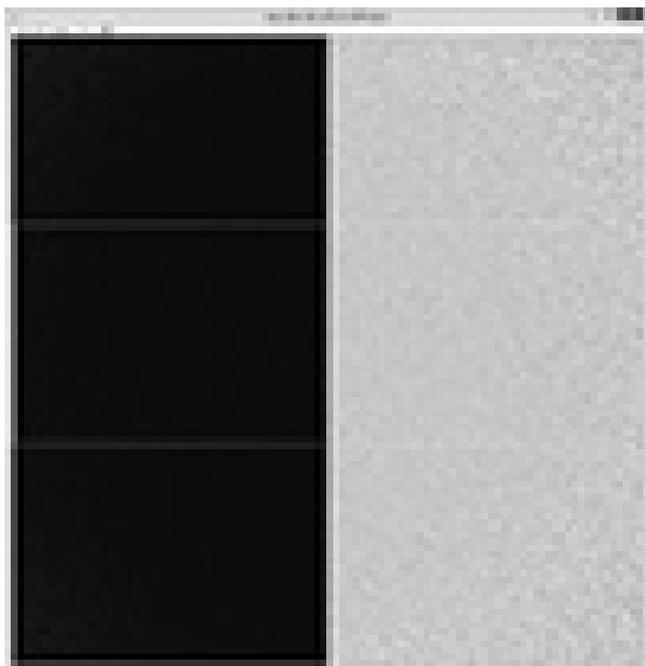


Рис. 11. Иллюстрация получения профиля изображения под вольфрамовой пластиной, закрывающей половину поля, с помощью программы ImageJ. Полученный профиль характеризует высококонтрастное разрешение малых объектов, измеряемое полушириной пика изображения тонкой линии (производной “ступеньки”)

Таблица 2

Значения параметра 2σ гауссовой функции отклика изображения тонкой линии

Коллиматор	Фильтр	2σ , мм
Терапевтический	Al	6,33
Диаметр 4 мм	H ₂ O	2,24
	Al	2,18
	Cu	2,18
	Pb	2,13
Диаметр 2 мм	Al	2,46

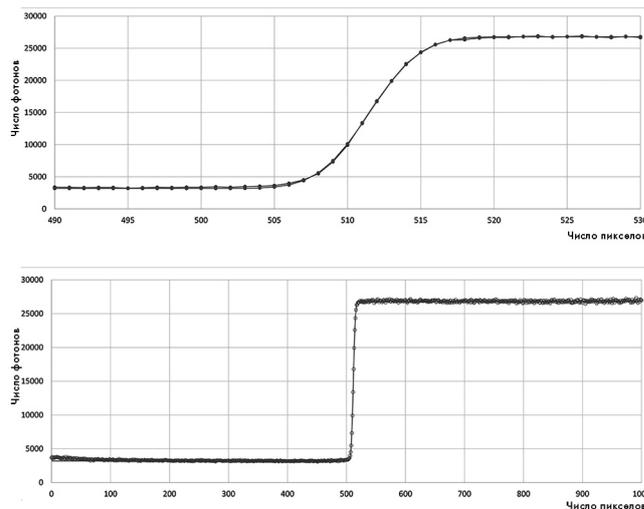


Рис. 12. Подгонка профиля края ступенчатого изображения (маркеры) функцией ошибок (сплошная линия)

размере в переходной области оказывается не менее 10 пикселей. Этого достаточно для измерения размера полутени с высокой точностью.

На рис. 12 показаны профили изображения и его аппроксимации функцией ошибок. Параметр σ этой функции является строгой характеристикой гауссовой функции отклика под тонкой линией: 2σ определяет ширину функции отклика на уровне 0,4 амплитуды. На рис. 13 представлены изображения при источнике без специального коллиматора и с коллиматором диаметром 4 мм. Разница в качестве изображений уже убедительна.

В табл. 2 приведены значения 2σ гауссовой функции изображения тонкой линии. Следует обратить внимание на то, что при обычном коллиматоре разрешение примерно в три раза хуже, чем при использовании специальных коллиматоров. Важно отметить, что при коллиматоре диаметром 2 мм разрешение оказалось даже хуже, чем с диаметром 4 мм. Это можно объяснить большим вкладом фотонов, рассеянных в тонком слое в стенках коллиматора, по сравнению с относительно небольшим количеством фотонов, попадающих в узкое горлышко коллиматора. Таким образом, так же, как и в шумовых характеристиках, выбор делается в пользу коллиматора диаметром 4 мм.

Таблица 3

Значения параметра 2σ гауссовой функции отклика изображения тонкой линии

Коллиматор / модель	Количество историй	Количество частиц на 1 Гр в среднем	Коэфф. ослабления коллиматора	Коэфф. усиления модели	Мощность дозы, сГр/с
Открытый (полная)	$1,00 \times 10^8$	$2,1563 \times 10^{16}$	1,0		1,340
Открытый (модель)	$1,00 \times 10^9$	$4,4756 \times 10^{14}$		48,2	
Диаметр 4 мм (полная)	$1,00 \times 10^8$	$1,3937 \times 10^{17}$	6,5		0,207
Диаметр 4 мм (модель)	$1,00 \times 10^9$	$1,1502 \times 10^{14}$		1211,7	
Диаметр 2 мм (полная)	$1,00 \times 10^8$	$2,3907 \times 10^{17}$	11,1		0,121
Диаметр 2 мм (модель)	$1,00 \times 10^9$	$7,2215 \times 10^{13}$		3310,5	

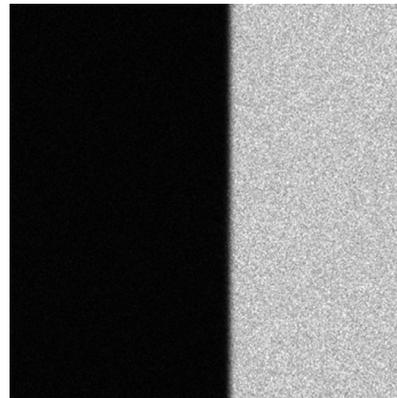
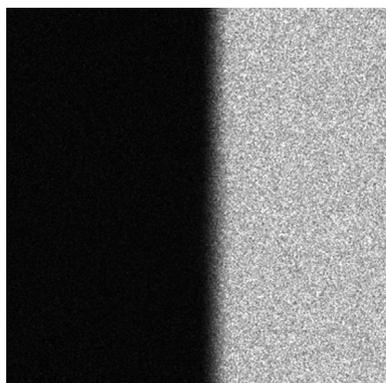


Рис. 13. Симуляция изображений, наполовину закрытых вольфрамовой пластиной толщиной 2 см, с целью определения характеристики высококонтрастного разрешения. Слева – изображение без специального коллиматора. Справа – изображение с портальным коллиматором. Ширина изображений на уровне изоцентра 10 см

Дозовые нагрузки на пациента и квантовый шум

Последний эксперимент предназначен для выяснения соотношения между количеством симулированных историй, количеством частиц в физической установке и абсолютными дозами в теле пациента. Главной особенностью симуляции является использование в качестве детектора куба воды со стороной 10 см. Количественной величиной является средняя доза излучения. Симуляции проводились как с генерацией частиц в источнике, так и при выборке из модели.

В табл. 3 содержатся исчерпывающие данные по соотношению историй при разных коллиматорах и моделях источника и расчет-

ные значения мощности дозы. В строке в качестве эксперимента “открытый” означает стандартный терапевтический коллиматор. “Модель” означает извлечение частиц из модели источника. “Полная” означает извлечение частиц прямо из источника.

Интересно отметить следующее: чем уже коллиматор, тем больший выигрыш в скорости расчетов дает модель источника. Ускорение достигается за счет исключения частиц, не проникающих через коллиматор. Например, моделирование терапевтического источника ускоряется в 48 раз. Для модели с коллиматором диаметром 2 мм ускорение достигает уже трех тысяч.

Помимо уменьшения размера источника и, как следствие, повышения разрешения, имеет место другой полезный эффект – уменьшение мощности дозы. Для оптимального коллиматора коэффициент уменьшения равен 6,5.

На основании результатов этих расчетов можно примерно оценить лучевые нагрузки на пациента при использовании системы в качестве навигационной. Для одной укладки стандартно требуется 4 снимка. Оптимальной длительностью одного снимка является 4 с (с учетом инерции затвора и статистики по шуму). Таким образом, пациент будет получать дозу от визуализации ~3,2 сГр за один сеанс лучевой терапии. За курс, состоящий из 30 сеансов, он получит примерно 1 Гр от визуализации. Эта доза сопоставима с дозами, получаемыми при использовании навигационных технологий, построенных на принципе КТ в коническом пучке [2]. Однако она все же остается высокой, из-за чего требуется строгий контроль лучевых нагрузок на пациента.

Заключение

По результатам численного моделирования были определены параметры оптимальной конструкции портальной системы визуализации для аппарата с источником ^{60}Co с использованием в качестве детектора излучения типичной цифровой детекторной панели рентгенодиагностических установок. Коллиматор источника для получения изображений должен иметь форму двух противоположно ориентированных конических цилиндров с диаметром в узкой части 4 мм. При данном коллиматоре и рекомендуемом алгоритме использования системы навигации пациент будет получать при портальной визуализации за 30 сеансов дозу в пределах 1 Гр. Ожидаемое качество изображений превышает качество изображений портальных систем ускорителей, что, возможно, позволит реализовать навигацию и методом КТ в коническом пучке.

Список литературы

1. Herman M.G., Batler J., Jaffray D. et al. Clinical use of electronic portal imaging: report of AAPM radiation therapy committee task group 58 // *Med. phys.* 2001. Vol. 28. № 5. P. 712–737.
2. Murphy M., Batler J., Batler S. et al. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: report of the AAPM task group 75 // *Med. phys.* 2007. Vol. 34. № 10. P. 4041–4063.
3. Antonuk L. Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies // *Phys. Med. Biol.*, 2002. Vol. 47. № 6. P. R31–R65.
4. Monte Carlo project for dosimetry modelling in the field of radiation oncology. <https://github.com/RadOncSys/MC>.
5. Nelson W.R., Hirayama H., Rogers D.W.O. The EGS4 Code System. Report SLAC-265, Stanford Linear Accelerator Center, Stanford, CA, 1985.
6. Далечина А.В., Ксенофонтов А.И., Горлачев Г.Е. Обзор проблемы моделирования источников излучения электронных ускорителей с целью дозиметрических расчетов в лучевой терапии методом Монте-Карло // *Вестник НИЯУ МИФИ*. 2014. Т. 3. № 3. С. 316–328.
7. Далечина А.В., Горлачев Г.Е., Ксенофонтов А.И. Анализ проблемы точности и скорости генерирования частиц при моделировании источника излучения в дозиметрическом планировании лучевой терапии методом Монте-Карло // *Троицкая конференция-2014. Сб. научн. трудов*. 2014. Т. 1. С. 23.
8. Gorlachev G.E., Dalechina A.V., Ksenofontov A.I. Histogram based bremsstrahlung radiation source model for the Cyberknife medical linear accelerator // *Proc. RUPAC2014, Obninsk, Russia*. 2014. P. 256–258.
9. Далечина А.В., Горлачев Г.Е., Ксенофонтов А.И. Модель источника излучения медицинского электронного ускорителя // *XIV Международная заочная научно-практическая конференция “Научная дискуссия: вопросы математики, физики, химии, биологии”*. Сб. научн. трудов. 2014. № 2. С. 72–76.
10. Далечина А.В., Горлачев Г.Е., Ксенофонтов А.И., Кистенев А.В. Увеличение эффективности моделирования источника излучения электронного ускорителя в дозиметрическом планировании методом Монте-Карло // *Мед. физика*. 2015. № 2. С. 43–47.

**MONTE-CARLO SIMULATION OF THE PORTAL IMAGING SYSTEM
FOR ⁶⁰CO RADIATION THERAPY UNIT**

G. Gorlachev¹, A. Dalechina², A.B. Кустенев³

¹ *N.N. Blokhin National Medical Research Center of Oncology, Moscow, Russia*

² *Center GammaKnife of N.N. Burdenko National Medical Research Center of Neurosurgery, Moscow, Russia*

³ *N.A. Semashko Central Clinical Hospital No. 2, Moscow, Russia*

The portal imaging system has been both designed and developed using the Monte Carlo simulation to obtain the treatment portal images in the Co-60 unit beam. The construction of a special collimator with two cones (the narrowest diameter opening is 4 mm) providing the best characteristics was proposed. The system has 1 mm high-contrast resolution of the objects. The quality of the images is in concordance with the patient's dose limits. In case of 7 % contrast the level 2 of the signal-to-noise ratio is reached if the patient's dose is 0.1 cGy. The relatively low level of the patient's dose allows us to consider the ConeBeam CT method applying.

Key words: *Monte-Carlo method, radiation source model, portal images, EGS4*

E-mail: ggorlachev@roiss.ru