

**ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ ЭКОЛОГИИ,
МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ**

УДК 53.082

**ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ВАЛИДАЦИЯ РАСЧЕТОВ МЕТОДОМ
МОНТЕ-КАРЛО ДЛЯ АППАРАТА LEKSELL GAMMA KNIFE PERFEXION
С ПОМОЩЬЮ РАДИОХРОМНОЙ ДОЗИМЕТРИЧЕСКОЙ ПЛЕНКИ ЕВТЗ
И АЛМАЗНОГО ДЕТЕКТОРА T60019 RTW**

© 2021 г. Т. Medjadj^{a,*}, А. И. Ксенофонтов^a, В. А. Климанов^{a,b},
А. В. Далечина^c, Ю. С. Кирпичев^{d,e}

^a Национальный исследовательский ядерный университет “МИФИ”
Россия, 115409, Москва, Каширское шоссе, 31

^b “Государственный научный центр Российской Федерации – Федеральный медицинский биофизический центр им.
А.И. Бурназяна” ФМБА России, Москва, Россия

^c Центр “Гамма-нож”, АО “Деловой центр нейрохирургии”, Москва, Россия

^d Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий
Департамента здравоохранения Москвы, Москва, Россия

^e Национальный медицинский исследовательский центр онкологии им. Н.Н. Блохина, Москва, Россия

*e-mail: toufik.medjadj@yahoo.fr

Поступила в редакцию 26.05.2020 г.

После доработки 25.07.2020 г.

Принята к публикации 28.07.2020 г.

Представлены экспериментальные измерения, выполненные при помощи дозиметрической пленки GAFChromic ЕВТЗ и алмазного детектора RTW T60019 с целью валидации дозиметрических расчетов для кобальтового аппарата Leksell Gamma Knife Perfexion. Исследовались относительные профили глубинных доз вдоль осей X и Z для коллиматоров размером 4, 8 и 16 мм и относительные факторы выхода. Проверка модели Leksell Gamma Knife Perfexion, разработанной с помощью программного обеспечения repEazy, проводилась путем сравнения рассчитанных факторов выхода и боковых профилей доз с соответствующими экспериментальными результатами. Разница между рассчитанными факторами выхода и результатами измерений составила 1.8% и 2.1% соответственно для коллиматоров размером 8 и 4 мм. Результаты сравнения расчетов в repEazy и измерений с помощью дозиметрической пленки ЕВТЗ демонстрируют хорошее совпадение. Разница в факторах выхода составила 0.4% и –0.7% соответственно для коллиматоров 8 и 4 мм. Экспериментальные результаты для относительных дозовых профилей, измеренных обоими детекторами, также согласуются с расчетами методом Монте-Карло. При сравнении измеренных и рассчитанных дозовых профилей гамма-индекс составил (3%, 1 мм) < 1.

DOI: 10.31857/S003281622101033X

ВВЕДЕНИЕ

Leksell Gamma Knife – это радиохирургический аппарат для лечения внутричерепных патологий. В качестве источника радиации в данном аппарате используется ⁶⁰Со, излучение от которого фокусируется в одной точке (изоцентре), где суммарная интенсивность радиации становится крайне высокой. Для обеспечения жесткой фиксации головы пациента используется стереотаксическая рама.

Одной из наиболее современных моделей гамма-ножа является Leksell Gamma Knife Perfexion. Система коллимации этого аппарата отличается от предыдущих моделей U, В, С и 4С [1]. 192 ис-

точника ⁶⁰Со расположены в пяти кольцах, каждое из которых находится на определенном расстоянии (от 374 до 433 мм) от источника до точки фокуса [2, 3]. Кольца азимутально сгруппированы в восемь идентичных секторов, содержащих по 24 источника. Система коллимации включает в себя каналы для пучков различных диаметров: 4, 8 и 16 мм.

Моделирование Leksell Gamma Knife Perfexion представляет собой нетривиальную задачу вследствие сложной системы коллимации и некоаксиального расположения источников. Модель источника излучения Gamma Knife Perfexion была разработана ранее. Используемый подход пред-

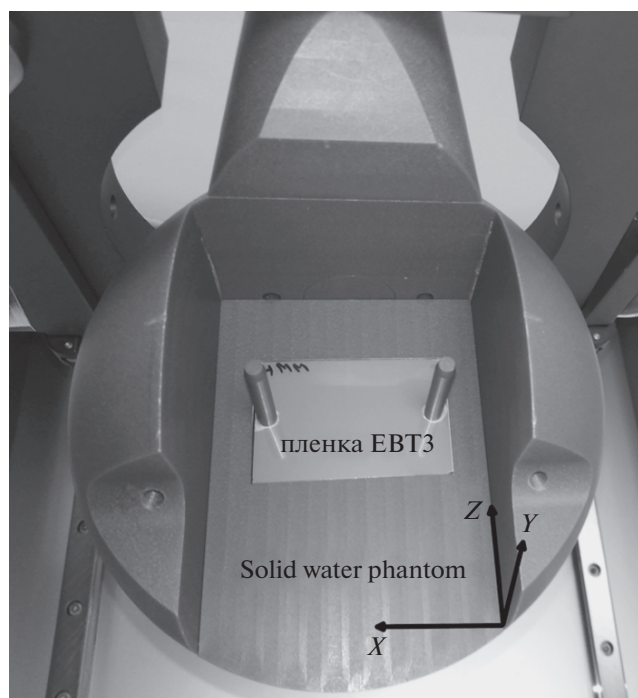


Рис. 1. EBT3-пленка, помещенная в центр фантома Leksell Gamma Knife Dosimetry Phantom из твердой воды.

ставлен в работе [4]. Файл фазового пространства генерировался для одного источника во всех пяти кольцах (пять файлов фазового пространства для каждого размера коллиматора). С помощью азимутального перераспределения частиц вокруг оси Z были созданы файлы фазового пространства для других источников. Файлы фазового пространства для каждого кольца группировались в общий файл. Дозовые профили и факторы выхода, полученные в результате моделирования, сравнивались с рассчитанными с помощью алгоритма TMR10 в системе планирования Leksell Gamma Plan (LGP).

Целью данной работы является валидация дозиметрических расчетов методом Монте-Карло для радиохирургической установки Leksell Gamma Knife Perfexion путем сравнения с экспериментальными данными, полученными с использованием дозиметрической пленки EBT3 и алмазного детектора PTW в гомогенной среде.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Экспериментальные измерения проводились в московском Центре “Гамма-нож” при ФГАУ НМИЦ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко. Дозовые профили и факторы выхода для коллиматоров трех размеров (4, 8 и 16 мм) для аппарата Leksell Gamma Knife Perfexion были измерены с ис-

пользованием дозиметрической пленки GAFChromic EBT3 и алмазного детектора PTW T60019 в дозиметрическом фантоме Leksell Gamma Knife.

Дозиметрическая пленка GAFChromic EBT3

GAFChromic EBT3 – это самопроявляющаяся пленка, используемая в лучевой терапии для измерений поглощенной дозы от ионизирующего излучения. Дозиметрические свойства пленок этого типа позволяют проводить измерения в диапазоне доз от 0.2 до 10 Гр [5]. Пленка почти тканеэквивалентна и состоит из активного слоя толщиной 26–30 мкм, расположенного между слоями матового полиэстера толщиной 125 мкм [6]. При воздействии ионизирующего излучения на активный слой происходит его поляризация, что приводит к образованию полимера синего цвета.

Интенсивность цвета, вызванного воздействием ионизирующего излучения, пропорциональна поглощенной дозе. Для конвертации интенсивности цвета в дозу необходима калибровочная кривая. В качестве денситометров в дозиметрии используются планшетные сканеры. Производитель рекомендует использовать дозиметрическую пленку GAFChromic EBT3 вместе с 48-битным (16 бит на канал) планшетным сканером.

В данной работе все эксперименты проводились на стандартном сферическом фантоме диаметром 16 см (Leksell Gamma Knife Dosimetry Phantom) из водно-эквивалентного и тканеимитирующего материала “твердая вода”. Он применяется для проведения рутинных тестов по гарантии качества на гамма-ноже, включающих в себя измерения мощности поглощенной дозы и дозовых профилей, а также для пленочной дозиметрии. Фантом снабжен необходимыми для проведения этих экспериментов вставными держателями. Пленки облучались γ -излучением от источников ^{60}Co на аппарате Leksell Gamma Knife Perfexion.

Пленки были порезаны на прямоугольники размером 4×6 см с помощью гильотинного резака, перфорированы двумя отверстиями, помечены и помещены между двумя стержнями в аппарате Leksell Gamma Knife Dosimetry Phantom (рис. 1). Держатели и стержни обеспечивали стабильное положение пленки во время облучения. Пленка была позиционирована в центре фантома в коронарной плоскости XZ . Эта плоскость дает распределение дозы вдоль осей X и Z . Распределение дозы вдоль осей X и Y практически одинаковы из-за геометрической симметрии секторов вдоль продольной оси Z .

Когда фантом расположен в позиции облучения, центр фантома совпадает с изоцентром аппарата Leksell Gamma Knife Perfexion со стереотаксиче-

скими координатами: $X = 100$ мм, $Y = 100$ мм и $Z = 100$ мм.

Калибровка и обработка пленок. Для проведения дозиметрии с пленками GAFChromic необходима калибровка по дозе, так как измеряемый отклик пленки зависит от дозы нелинейно. В литературе представлены различные протоколы для преобразования отклика пленки в поглощенную дозу.

В работе [7] предложена калибровочная кривая на основе нормализованного отклика пленки $X(D)$ в канале каждого цвета в зависимости от поглощенной дозы D . Чтобы получить нормализованный отклик пленки, авторы использовали два разных образца одной и той же пленки. Первый образец был облучен известной дозой, второй – не подвергался облучению. Нормализованный отклик пленки был вычислен как отношение исходных значений пикселей (PV) облученного образца к исходному значению пикселей (PV_0) необлученного образца пленки. Калибровочная кривая была подобрана таким образом, чтобы соответствовать рациональной функции вида $X(D) = a + b/(D - c)$, где a , b и c – параметры подбора.

В работе [8] разработан метод калибровки радиоохромной пленки для дозиметрии на гамма-ноже с учетом оптической плотности пленки. Калибровочная кривая была получена путем сопоставления поглощенной дозы D с оптической плотностью OD : $OD = -\log_{10}(PV/65535)$, где величина 65535 представляет собой максимальное значение пикселей для 16-битного изображения ($2^{16}-1$). Данные были аппроксимированы полиномом третьего порядка: $D = a \cdot OD^3 + b \cdot OD^2 + c \cdot OD + d$, где a , b , c и d – параметры аппроксимации.

В работе [9] отклик облученной пленки был определен по изменению ее оптической плотности ($netOD$) с использованием изображений пленки до и после облучения. Оптическая плотность $netOD$ была вычислена по формуле: $netOD = OD_{after} - OD_{before} = \log_{10}(PV_{before}/PV_{after})$. Калибровочная кривая представляла собой зависимость поглощенной дозы от оптической плотности, которую можно аппроксимировать функцией: $D = a \cdot netOD + b \cdot netOD^n$, где a , b , n – параметры аппроксимации.

В нашей работе для построения калибровочной кривой мы использовали следующий метод: образцы пленок из одной партии последовательно облучались дозами в диапазоне от 0 до 8 Гр с шагом 1 Гр. Размер поля облучения составлял 16 мм.

Пленки EBТЗ были оцифрованы через 4 дня после облучения на планшетном сканере EPSON PERFECTION V750 PRO с пространственным разрешением 300 dpi (0.08 мм на пиксель) и глубиной цвета в 48-битном RGB-режиме (Red-Green-Blue, 16 бит на канал). Для сканирования

использовалось программное обеспечение Epson Scan. Полученные изображения сохранялись в формате TIFF.

Для достижения стабильности отклика сканер прогревался в течение 15 мин, затем было выполнено 5 пустых сканирований [10, 11]. После этого были отсканированы необлученные пленки (0 Гр), а затем – облученные. Каждое сканирование выполнялось при сохранении ориентации пленок.

При обработке пленок использовалось открытое программное обеспечение для анализа изображений ImageJ [12] версии 1.52a. Из изображений извлекался красный канал. Известно, что максимум поглощения радиоохромной пленки находится в видимой зоне красного цвета и извлечение красного канала из RGB-изображений позволяет улучшить чувствительность сканера при сканировании радиоохромной пленки [13, 14]. Область интереса ROI находилась в центре образца пленки. Среднее значение в пикселях этой области было определено для каждого образца пленки в красном канале с использованием инструмента “овал” в программе ImageJ. Отклик пленки определялся как нормализованное значение пикселей (nPV). Это значение было вычислено как отношение средних значений пикселей облученной (PV) и необлученной (PV_0) пленок: $nPV = PV/PV_0$. Нормированные значения пикселей были подобраны в соответствии с референсными дозами для получения кривой калибровки доз (рис. 2), используя функцию полинома четвертого порядка вида:

$$D = p_1 nPV^4 + p_2 nPV^3 + p_3 nPV^2 + p_4 nPV + p_5,$$

где $p_1 = 158.4$, $p_2 = -519.5$, $p_3 = 628.5$, $p_4 = -341.9$, $p_5 = 72.82$; коэффициент детерминации $R^2 = 1$.

Нормированные значения пикселей в красном канале изображений отсканированных пленок были преобразованы в дозу с использованием калибровочной кривой, представленной на рис. 2.

Дозовые профили и относительные факторы выхода. Для измерения профилей и относительных факторов выхода на аппарате Leksell Gamma Knife шесть образцов пленки были помещены в фантом из “твердой воды” и облучены (рис. 3).

Два образца пленки были облучены дозой 4 Гр для коллиматора каждого размера. Для вычисления факторов выхода определены времена облучения T_{16} , T_8 и T_4 для коллиматоров размером 16, 8 и 4 мм соответственно.

Обработка и сканирование пленок, облученных в этом эксперименте, проводились так же, как описано ранее. Значения пикселей вдоль осей X и Z для каждого коллиматора были получены с использованием инструмента “линия” в программе ImageJ.

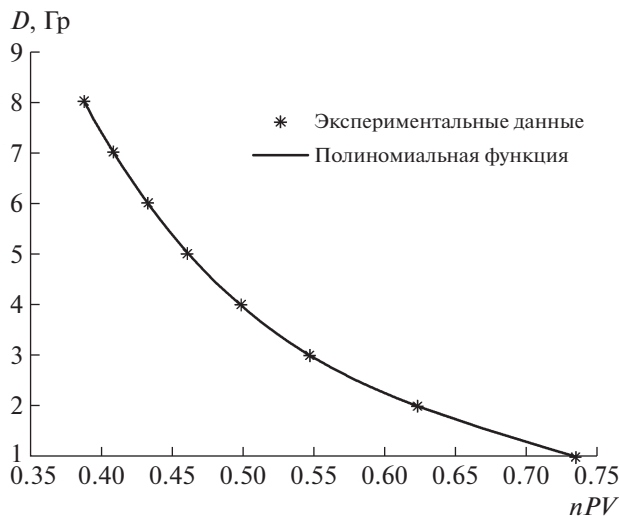


Рис. 2. Калибровочная кривая для радиохромной пленки EBТЗ в диапазоне доз до 8 Гр. Для вычисления нормированного значения пикселя (nPV) был использован красный канал изображения.

Эти значения были нормированы и конвертированы в поглощенные дозы с помощью калибровочной кривой.

Относительные факторы выхода ROF для коллиматоров размером 8 и 4 мм были получены путем выбора среднего значения вокруг зоны интереса (ROI) для каждого образца пленки. ROF определялся как отношение поглощенной дозы для исследуемого поля к дозе для референсного поля, которое специфично для аппаратов данного типа (f_{msr}) [15]. Это поле определяется как наибольшее возможное радиационное поле для аппаратов, на которых нельзя установить поле $10 \times 10 \text{ см}^2$. Для аппарата Leksell Gamma Knife Perfexion f_{msr} соответствует коллиматору 16 мм. Каждый образец пленки был облучен одинаковой заданной дозой. Поэтому факторы выхода для коллиматоров размером 4 и 8 мм определялись как $ROF_c = (M_c/T_c)/(M_{16}/T_{16})$, где M_c , T_c – соответственно интенсивность цвета пленки, преобразованная в дозу, и время проведения измерения для коллиматора 4 или 8 мм; M_{16} , T_{16} – аналогичные параметры для коллиматора 16 мм.

Алмазный детектор T60019

T60019 – коммерческий синтетический монокристаллический алмазный детектор, работающий при напряжении 0 В. Чувствительный объем этого детектора крайне мал – 0.004 мм^3 , что обуславливает высокое пространственное разрешение и почти тканеэквивалентность алмазного детектора. Вследствие этого PTW T60019 является идеальным инструментом для работы с малыми

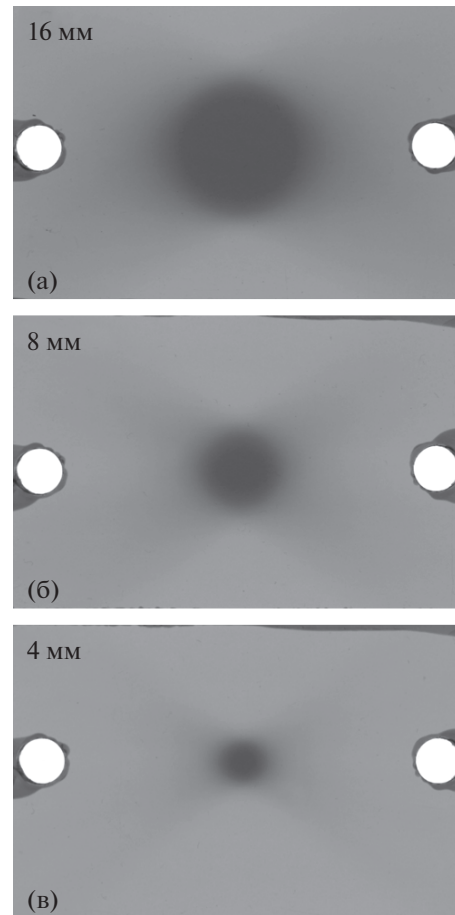


Рис. 3. Примеры пленок, облученных дозой 4 Гр в сферическом фантоме на аппарате Leksell Gamma Knife Perfexion с использованием коллиматоров 16 (а), 8 (б) и 4 мм (в).

полями и в условиях высокого градиента дозы, как в случае аппарата Leksell Gamma Knife Perfexion, эффективная точка измерения которого находится на расстоянии 1 мм от кончика детектора.

Для сбора заряда от алмазного детектора использовался электрометр PTW Unidos. Измерения проводились внутри сферического фантома, описанного выше, с дополнительной вставкой собственного производства. Оригинальная вставка для фантома от производителя дозиметрического оборудования не может быть использована для измерений алмазным детектором вследствие наличия воздушной полости между вставкой и передней плоскостью детектора, что приводит к значительным погрешностям измерений [16].

Для точного позиционирования в изоцентре установки алмазный детектор перемещали вдоль осей X , Y и Z до обнаружения максимального значения показаний. Эффективная точка измерений была найдена при смещении на 0.1 мм от Z координаты изоцентра гамма-ножа.

Дозовые профили вдоль осей X и Z для трех коллиматоров (16, 8 и 4 мм) были измерены при перемещении фантома в направлениях X и Z с шагом 1 мм для коллиматоров 16 и 8 мм и с шагом 0.5 мм для коллиматора 4 мм. Для каждой точки было выполнено пять измерений, затем вычислено среднее значение.

Относительные факторы выхода были определены, согласно новому формализму для абсолютной дозиметрии малых нестандартных полей, представленному в работе [17]. В этой работе введен поправочный коэффициент $k_{Q_c, Q_{msr}}^{f_c, f_{msr}}$, который учитывает различие между показаниями детектора для конкретного поля f_c и референсного поля f_{msr} . Относительные факторы выхода ROF_c для коллиматоров размером 8 и 4 мм аппарата гамма-нож определялись как:

$$ROF_c = \frac{M^{f_c}}{M^{f_{msr}}} k_{Q_c, Q_{msr}}^{f_c, f_{msr}}$$

Поправочный фактор $k_{Q_c, Q_{msr}}^{f_c, f_{msr}}$ для детектора T60019 при измерениях в Leksell Gamma Knife Perfexion может быть вычислен методом Монте-Карло либо определен с помощью экспериментальных оценок. В работе [15] проведены расчеты методом Монте-Карло и разработана процедура экспериментальной оценки поправочного фактора с использованием референсного детектора “без коррекции”. В работе [16] была использована модель Монте-Карло для вычисления абсолютных и относительных поправочных факторов для детектора. Факторы выхода для коллиматоров 8 и 4 мм определялись как средневзвешенные значения, полученные по результатам аланиновой дозиметрии и измерений с помощью термoluminesцентного детектора и радиохромной пленки EBТ 2. В [18] поправочные коэффициенты и факторы выхода измеряли, учитывая показания детектора как в параллельном так и в поперечном направлении его перемещения, затем проводилось сравнение измеренных факторов выхода со значениями в TMR 10.

В данной работе факторы выхода были определены экспериментально с использованием алмазного детектора T60019. Показания детектора были скорректированы с учетом поправочных факторов для коллиматоров 8 и 4 мм, опубликованных в работе [8]. Нами сравнивались полученные значения с результатами пленочной дозиметрии, проводимой с помощью радиохромной пленки EBТ3, так как эта пленка имеет поправочный фактор, близкий к единице, и рекомендована к измерению факторов выхода [19].

Метод гамма-индекса

Метод гамма-индекса (гамма-критерий) [20] применялся для количественной оценки дозовых распределений, полученных по результатам моделирования Leksell Gamma Knife Perfexion методом Монте-Карло в программной среде Penelope/penEasy. Этот критерий позволяет оценить как разницу между дозами в процентах, так и расстояние до совпадения дозы (минимальное расстояние от точки измерения дозы до точки, где точно такое же значение дозы получено расчетным путем) при сравнении измеренных и рассчитанных дозовых распределений. При таком сравнении выбираются пороговые значения этих двух параметров. Согласно гамма-критерию, дозовые распределения находятся в хорошем согласии при гамма-индексе <1.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Относительные факторы выхода и дозовые профили были получены экспериментально для коллиматоров размером 16, 8 и 4 мм с использованием радиохромной пленки EBТ3 и алмазного детектора T60019. Результаты соответствующих расчетов методом Монте-Карло с помощью программного кода penEasy/Penelope сравнивались с экспериментальными данными. Также проведено сравнение с результатами расчетов с помощью алгоритма расчета дозы TMR 10 из планирующей системы Leksell Gamma Plan.

Таблица 1. Относительные факторы выхода, измеренные с помощью алмазного детектора T60019 и радиохромной пленки EBТ3, а также результаты расчетов в penEasy и TMR 10

Коллиматор	ROF			
	Экспериментальные данные		Результаты расчетов	
	T60019	EBТ3	penEasy	TMR10
4 мм	0.802 ± 0.001	0.820 ± 0.008	0.819 ± 0.009	0.814
8 мм	0.885 ± 0.001	0.897 ± 0.007	0.901 ± 0.010	0.900

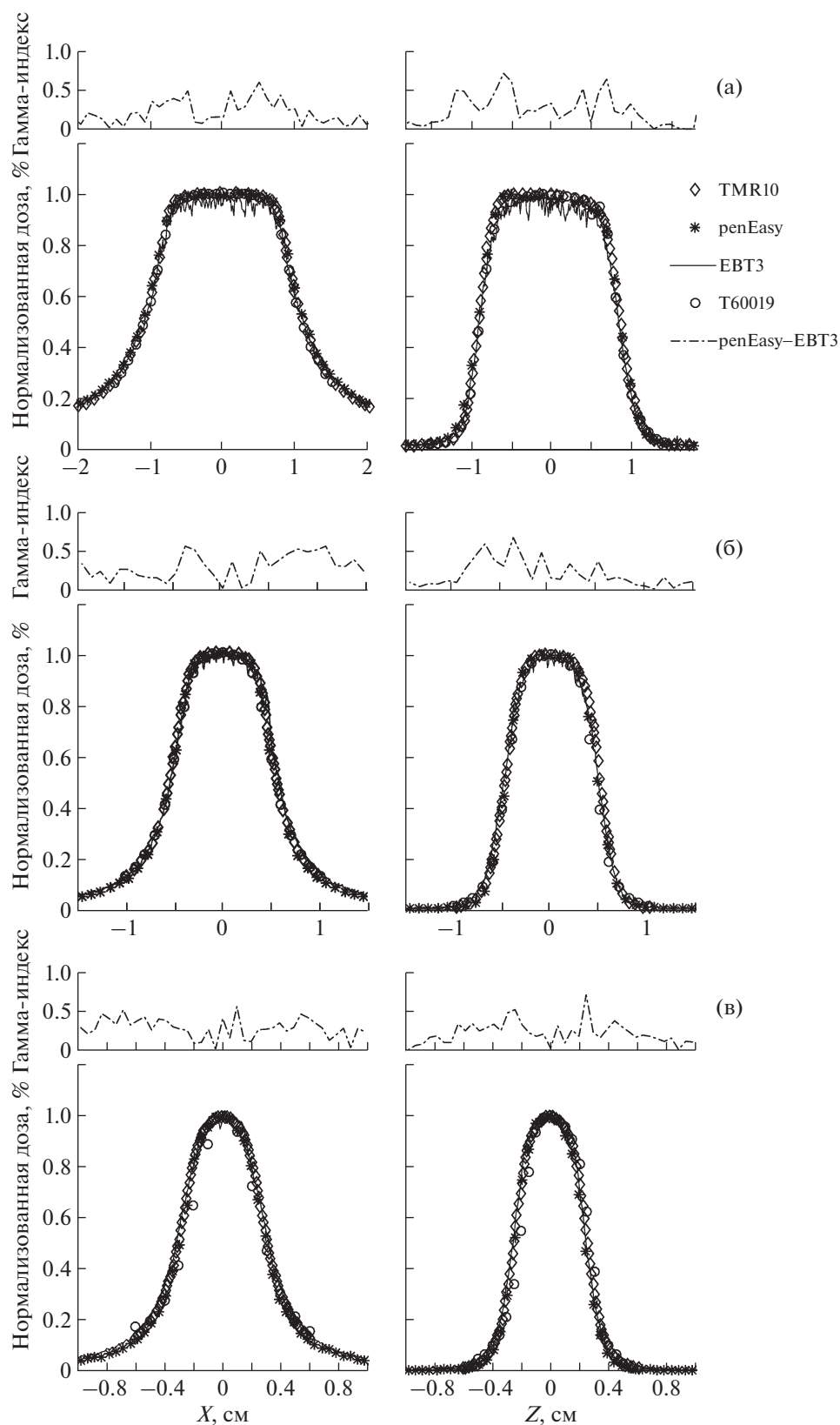


Рис. 4. Относительные дозовые профили вдоль осей X и Z для коллиматоров 16 (а), 8 (б) и 4 мм (в). Представлены результаты экспериментов с использованием пленки EBT3 и алмазного детектора T60019, а также данные вычислений по алгоритмам penEasy и TMR10. Данные для гамма-индекса, полученные путем сравнения результатов вычисления по penEasy и измерения с использованием EBT3, представлены сверху. Пороговые значения для дозового различия и расстояния до совпадения дозы – 3% и 1 мм соответственно.

Относительные факторы выхода

Результаты расчетов в *repEasy* и TMR 10, а также относительные факторы выхода, измеренные с помощью алмазного детектора T60019 и радиохромной пленки EBТЗ для коллиматоров 8 и 4 мм аппарата Leksell Gamma Knife Perfexion, приведены в табл. 1. Измерения с помощью алмазного детектора проводились 5 раз после предварительного облучения дозой 5 Гр с использованием коллиматора 16 мм. Алмазный детектор был помещен в специальную, предварительно спроектированную вставку внутри сферического фантома. Для каждого размера коллиматора использовалось по три пленки. Среднее значение и стандартное отклонение были рассчитаны для детектора каждого типа.

Результаты расчетов факторов выхода в программе *repEasy* хорошо согласуются с экспериментальными данными, полученными путем облучения пленки EBТЗ. Различие данных составило 0.4% и -0.7% для коллиматоров 8 и 4 мм соответственно. Относительный фактор выхода, измеренный с использованием пленки EBТЗ, по сравнению с результатами по алгоритму TMR10 оказался выше на 1.3% для наименьшего коллиматора (4 мм) и на 0.3% для коллиматора 8 мм.

Измеренные с помощью алмазного детектора относительные факторы выхода для коллиматоров 8 и 4 мм были меньше соответственно на 1.8% и 2.1%, чем рассчитанные с помощью *repEasy*, и на 1.7% и 1.5% по сравнению с алгоритмом TMR10. Наиболее различались результаты измерений, полученные с помощью алмазного детектора и путем облучения пленки: для коллиматора 4 мм различие составило 2.9%, а для коллиматора 8 мм - 1.4%. Важно отметить, что измерения были проведены в сферическом фантоме из твердой воды (плотность твердой воды 1.043 г/см³) с использованием вставки, которая была напечатана из ПЛА (полиактид) + пластик (плотностью 1.24 г/см³ [16]) на 3D-принтере. Этим можно объяснить наблюдаемые различия.

Относительные дозовые профили

На рис. 4 изображены относительные дозовые профили вдоль координатных осей *X* и *Z* для коллиматоров 16 (рис. 4а), 8 (рис. 4б) и 4 мм (рис. 4в) соответственно. Для сравнения на каждом графике представлены четыре набора данных: результаты экспериментов с использованием EBТЗ и алмазного детектора, а также результаты расчетов по алгоритмам TMR 10 и *repEasy*. Анализ этих графиков показывает хорошее совпадение всех участков кривых. Для того чтобы количественно оценить различие в относительных дозовых профилях для *repEasy*, мы провели сравнение с помощью гамма-индекса данных, рассчитанных в

repEasy и измеренных с использованием EBТЗ. Данные, полученные при измерении с пленкой EBТЗ, были выбраны референсными, пороговые значения для дозового различия и расстояния до совпадения дозы составили 3% и 1 мм соответственно. Графики для гамма-индексов расположены вверху каждого рисунка. Во всех случаях значение гамма-индекса было меньше единицы.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведены измерения дозовых профилей и факторов выхода аппарата Leksell Gamma Knife Perfexion с помощью радиохромной пленки EBТЗ и алмазного детектора T60019 с целью валидации разработанной ранее модели и расчетов методом Монте-Карло с использованием программного обеспечения *repEasy*.

Относительные дозовые профили и факторы выхода, измеренные алмазным детектором, согласуются с расчетами в *repEasy*. Максимальное отличие факторов выхода составило 2.1% и было получено для коллиматора 4 мм из-за свойств материала, из которого выполнен держатель для алмазного детектора в сферическом фантоме. Лучшее совпадение продемонстрировали результаты расчетов в *repEasy* и данные измерений с помощью пленки EBТЗ. Различие факторов выхода составило 0.4% для коллиматора 8 мм и -0.7% для коллиматора 4 мм. Метод гамма-индекса был использован для количественной оценки различий между дозовыми профилями. Гамма-индекс составил <1 для каждого сравнения при установленных пороговых значениях 3%/1 мм.

Рассчитанная методом Монте-Карло модель Leksell Gamma Perfexion проверена посредством сравнения с экспериментальными данными, полученными при дозиметрии пленки EBТЗ и измерениях алмазным детектором T60019.

БЛАГОДАРНОСТИ

Авторы статьи выражают благодарность заведующему отделением медицинской физики ООО "Мед-Скан" к.ф.-м.н. А.Н. Моисееву за предоставление 3D-принтера и помощь в изготовлении вставки для сферического фантома; заведующему отделением радиохирургии ФГАУ НМИЦ им. акад. Н.Н. Бурденко проф. А.В. Голанову, заведующему группой медицинской физики ФГБУ "НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина" Минздрава России к.ф.-м.н. Г.Е. Горлачеву и медицинскому физическому Центру лучевой терапии РОНЦ С.С. Хромову за предоставление дозиметрического оборудования; медицинскому физическому Центру "Гамма-нож" (АО "Деловой центр нейрохирургии") А.А. Артеменковой за помощь в проведении дозиметрических экспериментов.

ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ и СИТМА в рамках научного проекта № 18-52-34008.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Kostjuchenko V.V.* History of Stereotaxy and Radiosurgery // In: *Neuroradiosurgery with Gamma Knife* / Ed. by A.V. Golanov, V.V. Kostjuchenko. M.: IP "T.A. Alekseeva", 2018. P. 121.
2. *Lindquist C., Paddick I.* // *Operative Neurosurgery*. 2007. V. 61. № 3. P. 130.
<https://doi.org/10.1227/01.neu.0000289726.35330.8a>
3. *Ma L., Kjäll P., Novotny J.Jr., Nordström H., Johansson J., Verhey L.* // *Physics in Medicine and Biology*. 2009. V. 54. № 12. P. 3897.
<https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/12/019>
4. *Medjadj T., Ksenofontov A.I., Dalechina A.V.* // *Medical Radiology and Radiation Safety*. 2020. V. 65. № 1. P. 54.
<https://doi.org/10.12737/1024-6177-2020-65-1-54-58>
5. *Gafchromic dosimetry films* // Ashland. 2020. URL: http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf (дата обращения: 27 February 2020)
6. *Huet C., Moignier C., Fontaine J., Clairand I.* // *Radiation Measurements*. 2014. V. 71. P. 364.
<https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2014.05.020>
7. *Lewis D., Micke A., Yu X., Chan M.F.* // *Medical Physics*. 2012. V. 39. № 10. P. 6339.
<https://doi.org/10.1118/1.4754797>
8. *Chung J.P., Oh S.W., Seong Y.M., Chun K.J., Chung H.T.* // *Physica Medica*. 2016. V. 32. Issue 2. P. 368.
<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2016.02.001>
9. *Devic S., Tomic N., Lewis D.* // *Physica Medica*. 2016. V. 32. Issue 4. P. 541.
<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2016.02.008>
10. *León Marroquin E.Y., Herrera González J.A., Camacho López M.A., Villarreal Barajas J.E., García-Garduño O.A.* // *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2016. V. 17. № 5. P. 466.
<https://doi.org/10.1120/jacmp.v17i5.6262>
11. *Ferreira B.C., Lopes M.C., Capela M.* // *Physics in Medicine and Biology*. 2009. V. 54. № 4. P. 1073.
<https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/4/017>
12. *Schneider C.A., Rasband W.S., Eliceiri K.W.* // *Nature Methods*. 2012. V. 9. P. 671.
<https://doi.org/10.1038/nmeth.2089>
13. *Williams M., Metcalfe P.* // *Concepts and Trends in Medical Radiation Dosimetry*. 2011. V. 1345. P. 75.
<https://doi.org/10.1063/1.3576160>
14. *Devic S., Seuntjens J., Sham E., Podgorsak E., Schmidtlein C.R., Kilrov A.S., Soares C.G.* // *Medical physics*. 2005. V. 32. № 7. P. 2245.
<https://doi.org/10.1118/1.1929253>
15. *Benmakhlouf H., Johansson J., Paddick I., Andreo P.* // *Physics in Medicine and Biology*. 2015. V. 60. № 10. P. 3959.
<https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/10/3959>
16. *Zoros E., Moutsatsos A., Pappas E.P., Georgiou E., Kollias G., Karaïskos P., Pantelis E.* // *Physics in Medicine and Biology*. 2017. V. 62. № 8. P. 7532.
<https://doi.org/10.1088/13616560/aa8590>
17. *Alfonso R., Andreo P., Capote R., Saiful Huq M., Kilby W., Kjäll P., Mackie T.R., Palmans H., Rosser K., Seuntjens J., Ullrich W., Vatnitsky S.* // *Medical Physics*. 2008. V. 35. № 11. P. 5179.
<https://doi.org/10.1118/1.3005481>
18. *Mancosu P., Reggiori G., Stravato A., Gaudino A., Lobefalo F., Palumbo V., Navarra P., Ascolese A., Picozzi P., Marinelli M., Verona-Rinati G., Tomatis S., Scorsetti M.* // *Medical Physics*. 2015. V. 42. № 9. P. 5035.
<https://doi.org/10.1118/1.4927569>
19. IAEA. *Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy*. Technical Reports Series № 483 ISBN 978-92-0-105916-1. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2017.
20. *Low D.A., Harms W.B., Mutic S., Purdy J.A.* // *Medical Physics*. 1998. V. 25. № 5. P. 656.
<https://doi.org/10.1118/1.598248>