

DOI: 10.12737/article_5d1b46c9133942.84705406

**Е.С. Сухих^{1,2}, Л.Г. Сухих², Е.Л. Маликов², П.В. Ижевский³, И.Н. Шейно³, А.В. Вертинский^{1,2},
А.А. Баулин^{2,4}**

НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ, ИЗМЕРЕННОЙ ДОЗИМЕТРОМ GAFCHROMIC EBT3 НА КЛИНИЧЕСКИХ ЭЛЕКТРОННЫХ И ФОТОННЫХ ПУЧКАХ МЕДИЦИНСКИХ УСКОРИТЕЛЕЙ

1. Томский областной онкологический диспансер, Томск. E-mail: e.s.sukhikh@gmail.com;
2. Национальный исследовательский Томский политехнический университет, Томск;
3. Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И. Бурназяна ФМБА России, Москва;
4. Центр высокоточной радиологии «GAMMA CLINIC», ООО «Гамма Медтехнологии», Обнинск

Е.С. Сухих – начальник отдела медицинской физики радиотерапевтического отделения, к.ф.-м.н., доцент, член ESTRO, член EFOMP, член ISRS; Л.Г. Сухих – директор исследовательской школы физики высокоэнергетических процессов, д.ф.-м.н.; Е.Л. Маликов – н.с.; П.В. Ижевский – в.н.с., к.м.н., доцент; И.Н. Шейно – зав. лаб., к.ф.-м.н.; А.В. Вертинский – медицинский физик, аспирант; А.А. Баулин – медицинский физик, аспирант, член ISRS

Реферат

Цель: Исследовать величины относительных неопределенностей в измерении поглощенной дозы с помощью радиохромных полимерных пленок Gafchromic EBT3 для клинических электронных и фотонных пучков медицинских ускорителей.

Материал и методы: Полимерные пленки Gafchromic EBT3 калибровались на фотонном и электронном пучках медицинского ускорителя Elekta Axesse с энергией 10 МВ и 10 МэВ соответственно, а также на электронном пучке бетатрона для интраоперационной лучевой терапии с энергией пучка 6 МэВ. Пленки облучались в однородном дозном поле в диапазоне доз от 0,5 до 40 Гр. Величина поглощенной дозы в процессе калибровки контролировалась цилиндрической ионизационной камерой на линейном ускорителе Elekta Axesse и с помощью плоскопараллельной ионизационной камеры типа Markus на бетатроне. Облученные пленки сканировались с помощью планшетного сканера Epson Perfection V750 Pro с глубиной цвета 16 бит на канал (цветовая модель RGB) при пространственном разрешении 150 точек на дюйм (dpi). Для дальнейшего анализа использовались только красный и зеленый цветовые каналы. Для расчета средней величины чистой оптической плотности и ее среднеквадратичного отклонения исследовалась центральная часть каждой из пленок. При построении калибровочной кривой пленки, т.е. зависимости референсной поглощенной дозы, измеренной ионизационной камерой, от чистой оптической плотности, использовались неопределенности измеренной дозы и оптической плотности.

Результаты: Относительная неопределенность измеренной с помощью пленки дозы лежит в пределах 7 % для низких значений доз (менее 1 Гр) и в пределах 4 % для высоких значений доз. Зеленый канал цветности оказался менее чувствительным к ионизирующему излучению, однако величина относительной неопределенности оказалось в среднем на 1–2 % ниже, чем у красного канала. Использование разных источников излучения для калибровки привело к разным калибровочным кривым с разницей до ± 6 % (для зеленого канала).

Заключение: Полимерные пленки Gafchromic EBT3 могут быть использованы для измерения значений поглощенной дозы не менее 0,5 Гр. Для более низких значений дозы неопределенность измеренных значений, обусловленная статистическими причинами, составляет более 15 %. При значениях дозы порядка 1 Гр и более, неопределенность измерений дозы составляет 5 %, что позволяет использовать пленки для измерения поперечного и продольного распределения дозы с очень высоким пространственным разрешением.

Ключевые слова: лучевая терапия, пленка GAFCHROMIC EBT3, клиническая дозиметрия, дозиметрия с использованием полимерных пленок, медицинские ускорители

Поступила: 25.03.2019. Принята к публикации: 21.05.2019

Введение

Лучевая терапия (ЛТ) широко используется для лечения злокачественных опухолей во всем мире. Известные методы ЛТ, такие как лучевая терапия с модуляцией интенсивности (Intensity Modulated Radiation Therapy) и объемно-модулированная дуговая лучевая терапия (Volumetric Modulated Arc Therapy) обеспечивают высококачественную доставку дозы, что дает возможность проводить гипофракционированную ЛТ. Этот тип фракционирования эффективен, например, в случаях рака предстательной железы [1] или рака легких [2]. Методы IMRT и VMAT также эффективны в случаях облучения головного мозга [3] и метастазов печени [2].

Каждый дозиметрический план лечения, в котором используются поля с высоким градиентом дозы, должен быть проверен перед применением. Один из широко используемых способов проверки качества плана лечения основан на использовании радиохромных полимерных пленок, которые имеют лучшее пространствен-

ное разрешение среди всех дозиметров, используемых в клинической дозиметрии. Типичное пространственное разрешение полимерных пленок составляет около 0,1 мм, поэтому они широко используются в клинической дозиметрии пучков фотонов, электронов, протонов для получения пространственных распределений доз от радиотерапевтических аппаратов. Такие пленки не подвержены воздействию видимого света, что делает их более удобными в повседневной эксплуатации. В 2011 г. было представлено третье поколение радиохромной пленки Gafchromic EBT3. Пленка представляет собой тканеэквивалентный дозиметр с диапазоном измерения дозы 0,1–20 Гр согласно спецификации производителя [4]. Пленка имеет низкую энергетическую зависимость дозовой чувствительности и может быть использована для дозиметрии пучков электронов и фотонов.

Основным вопросом, который возникает при работе с любой дозиметрической системой, является неопределенность измеряемой величины. Согласно рекомендациям МКРЕ, доза, доставляемая пациенту,

должна находиться в диапазоне $D_{-7\%}^{+5\%}$ (D – предписанная доза), в результате чего возникает потребность в клинической дозиметрии с относительной неопределенностью, не превышающей $\pm 5\%$. Для основных типов ионизационных камер, широко используемых в качестве «золотого стандарта» дозиметрии, стандартные значения неопределенности можно найти в международных дозиметрических протоколах TRS-398 и TG-51 [5, 6]. Эти значения неопределенности лежат в диапазоне от 1,5 до 3,6 % в зависимости от типа камеры и качества излучения.

Возможные источники ошибок в измерении дозы с использованием пленки Gafchromic EBT3 были проанализированы J. Sorriaux et al в работе [7]. В цитируемой работе неопределенность измерения дозы оценивалась равной 0,55 %. Следует отметить, что при исследовании не рассматривались вопросы локальной неоднородности пленки [7]. Насколько нам известно, ранее не проводились исследования неопределенности измерения дозы, вызванных локальной неоднородностью (неравномерностью) дозиметрической системы на основе пленки Gafchromic EBT3. Исследования пленки Gafchromic EBT2 предыдущего поколения показали, что локальная неоднородность пленки составит 3,7 %, а неопределенность поглощенной дозы, полученной с использованием калибровочной кривой, – более 6 % [8]. Согласно информации производителя, однородность пленки Gafchromic EBT3 лучше 3 % в диапазоне доз от 0,1 до 10 Гр [4]. Также производителем указано, что для значений дозы более 10 Гр эта неопределенность может увеличиваться.

В клинической практике пленки используются для измерения высокоградиентных поперечных распределений пучка [9]. В этом случае трудно оценить значение неопределенности величины измеренной дозы, вызванной случайными причинами, которые включают в себя как неоднородность пленки, так и статистические ошибки в процессе ее оптического сканирования. Однако значение возможных погрешностей измерения дозы может быть оценено при облучении пленки равномерным плоским полем во время процедуры калибровки пленки. В этом случае можно рассчитать статистическую неопределенность измерения дозы на основе получаемой калибровочной кривой. Несмотря на то, что статистическая ошибка неоднородности пленки Gafchromic EBT3 и сканера может быть рассчитана отдельно, на наш взгляд, в клинической практике более целесообразна работа со всей системой вместе.

В данной статье представлено исследование неопределенности измерения дозы дозиметрической системой, состоящей из пленки Gafchromic EBT3 и сканера Epson Perfection V750. В исследовании использовались три разных пучка ионизирующего излучения: фотоны 10 МВ (дозы до 40 Гр) и электроны с энергией 6 и 10 МэВ (дозы до 30 Гр). Изучение реакции пленки на облучение мегаэлектронвольтным электронным пучком проводилось из-за интереса к интраоперационной лучевой терапии (ИОЛТ). Для этого способа лечения СОД составляет 10–22 Гр за одну фракцию [10].

Материал и методы

Пленка Gafchromic EBT3

Радиоцветные пленки Gafchromic EBT3 широко используются в качестве надежного вторичного клинического дозиметра благодаря своему эффективно-му атомному номеру ($Z_{eff}^{EBT} = 6,84$) близкому к воде ($Z_{eff}^{water} = 7,3$), способностью пленки к самопроявлению и высокому пространственному разрешению, которое лежит в субмиллиметровом диапазоне при использовании планшетного сканера [4, 11].

При взаимодействии ионизирующего излучения с пленкой происходит ее потемнение. Степень потемнения может быть определена с использованием величины чистой оптической плотности:

$$NetOD = \log \frac{PV_{before} - PV_{bckg}}{PV_{after} - PV_{bckg}} \quad (1)$$

где PV – это значение плотности пиксела, которое считывается сканером, а индексы *before*, *after* и *bckg* обозначают пленку соответственно перед облучением, после облучения и фон сканера, вызванный, главным образом, темновым током [12]. Потемнение пленки вызвано полимеризацией мономеров при облучении, что определяет минимальное время выдержки между облучением и сканированием пленки.

Пленка Gafchromic EBT3 состоит из одного активного слоя с номинальной толщиной 28 мкм, который расположен между двумя защитными полиэфирными слоями с номинальной толщиной каждого 100 мкм. Таким образом, для третьего поколения пленки нет необходимости различать лицевую и заднюю стороны при сканировании.

При работе с пленкой следует учитывать то, что ее характеристики могут варьировать от партии к партии. Для нашего экспериментального исследования мы использовали пленки с номером партии № 04041202.

Порядок калибровки

Из-за неравномерности состава пленки каждый пиксел может потемнеть по-разному во время облучения пленки в равномерном плоском поле. Стохастические процессы во время сканирования также добавляют неопределенность в значение сигнала в каждом из пикселов. Проблема точной оценки значений этой неопределенности при измерении пространственного распределения дозы высокоградиентных полей не решена. Тем не менее, можно оценить ожидаемое значение неопределенности всей системы при облучении пленок в однородном равномерном плоском поле. Это может служить ориентиром при оценке точности измерения высокоградиентных полей. В нашем исследовании мы объединили процедуру калибровки Gafchromic EBT3, предполагающую использование плоских полей с оценкой неопределенности измеренной дозы, вызванной неравномерностью пленки.

Каждая конкретная дозиметрическая система, которая включает в себя источник излучения, радиационные условия, детекторы и модель сканера, может иметь различный отклик и в большинстве случаев должна калиброваться как единое целое. Изменение любого

компонента может привести к необходимости новой калибровки. В случае пленочной дозиметрии можно использовать разные цветовые каналы (красный, зеленый, синий), которые обычно имеют различный отклик на облучение (различную степень потемнения). Этот эффект является основой многоканальной дозиметрии, которая широко развивается в наши дни [14]. Однако в нашей работе мы использовали отдельно красные и зеленые каналы пленки для лучшего понимания тех их отличий, которые следует учитывать при многоканальной дозиметрии.

Порядок калибровки пленки можно разделить на два этапа. На первом этапе источник излучения калибруется с использованием ионизационной камеры в соответствии с процедурами, описанными в протоколах TRS-398 или TG-51 [5, 6]. На втором этапе охарактеризованный источник излучения используется для облучения пленок, которые должны располагаться в тех же условиях, что и ионизационная камера. Одним из условий процедуры калибровки пленки является ее облучение в плоском поле, которое, по меньшей мере, должно быть в два раза больше, чем размер пленки, чтобы избежать влияния полутени. Тот факт, что пленка облучается плоским полем, позволяет комбинировать калибровку пленки и измерение относительной неопределенности дозы.

Во время наших экспериментов мы облучали дозиметрические пленки размерами $5 \times 5 \text{ см}^2$ с использованием радиационного поля с размерами $10 \times 10 \text{ см}^2$. Облученные фрагменты пленки сканировались в режиме «на просвет» через 24 ч после облучения, после того как процесс самопроявления (полимеризации) уже завершен. Сканирование выполнялось с пространственным разрешением 150 точек на дюйм, а глубина цвета была выбрана равной 48 бит (16 бит на цветной канал с использованием режима RGB (red-green-blue)). При получении данных для калибровочной кривой использовалась так называемая «область интереса» (ОИ). Следуя работам [15–17], ОИ выбиралась равной $1 \times 1 \text{ см}^2$ в центре пленки, что составляет приблизительно 3600 пикселей, которые использовались для калибровки. ОИ также использовалась для оценки статистической неопределенности измеренного значения сигналов в пикселе.

Чистая оптическая плотность была получена из усредненного значения сигнала в пикселе ($\overline{PV}_i$), взятого в ОИ отсканированной пленки на основе уравнения (1). Зная стандартное отклонение значения сигнала в пикселе (σ_{PV_i}), можно получить неопределенность чистой оптической плотности σ_{NetOD} в следующем виде:

$$\sigma_{NetOD} = \sqrt{\sum_i \left(\frac{\sigma_{PV_i}}{\sigma_{x_i}} \right)^2 \Delta x_i^2} \quad (2)$$

где x_i – переменные в уравнении (1) и Δx_i^2 – их неопределенность.

Зависимость поглощенной пленкой дозы от чистой оптической плотности (калибровочная кривая), может быть описана следующим уравнением [12]:

$$D_{fit} = a \times NetOD + b \times (NetOD)^n \quad (3)$$

где a , b , n – регулируемые параметры аппроксимации.

Неопределенность определения дозы на основе калибровочной кривой (3) может быть получена из следующей формулы [12]:

$$\sigma_{D_{fit}} = [NetOD^2 \times \sigma_a^2 + NetOD^{2n} \times \sigma_b^2 + (b \times NetOD^n \times \log NetOD)^2 \times \sigma_n^2 + (a + n \times b \times NetOD^{n-1})^2 \times \sigma_{NetOD}^2]^{0.5} \quad (4)$$

где σ_a , σ_b и σ_n – неопределенности параметров a , b , n соответственно.

Алгоритм расчета неопределенности

Программный код для обработки отсканированных данных был разработан с использованием программного обеспечения Wolfram Mathematica [17].

Процедура калибровки пленки предполагает облучение образцов в плоском поле. Этот факт позволяет нам оценить статистические изменения в потемнении пленки по случайным причинам как для пленки, так и для отсканированного изображения. Был разработан следующий алгоритм:

1. Отправной точкой обработки данных были отсканированные фрагменты пленки в формате 48 бит TIFF. В нашем эксперименте каждая часть пленки облучалась известной дозой D_{ref} и сканировалась до облучения и через 24 ч после облучения. Таким образом, были получены множества значений $PV_{after,i}$, $PV_{before,i}$ в каждом i -м пикселе пленки внутри всего фрагмента пленки. Значения PV_{bckg} и $\sigma_{PV_{bckg}}$ были получены при сканировании темного поля (лампа сканера была закрыта непрозрачным экраном).

2. В качестве следующего шага была определена ОИ. Средние значения сигналов в пикселе PV_{after} и PV_{before} , и их неопределенности $\sigma_{PV_{after}}$ и $\sigma_{PV_{before}}$ были рассчитаны в пределах ОИ. При расчете стандартных отклонений точки в пределах ОИ, для которых $\overline{PV} - 5\sigma_{PV} < PV_i < \overline{PV} + 5\sigma_{PV}$, не учитывались, чтобы избежать завышения оценки стандартного отклонения из-за артефактов. Такие значения были изменены на среднее значение двух ближайших пикселей. Процедура «очистки» была итерационной, и в нашем случае было достаточно двух итераций.

3. Основываясь на средних значениях сигнала в пикселе, были получены среднее значение $NetOD$ и его стандартное отклонение σ_{NetOD} .

4. Согласно уравнению (3) была определена экспериментальная калибровочная кривая (зависимость D_{ref} от $NetOD$) из которой были выведены параметры a, b, n и их неопределенности. Подбор свободных параметров аппроксимации был основан на методе наименьших квадратов с использованием встроенной функции Wolfram Mathematica NonlinearModelFit на основе алгоритма Левенберга–Марквардта.

5. Предполагалось, что облученные во время процедуры калибровки фрагменты пленок облучались неизвестной дозой D_{fit} . На основании значения $NetOD$ пленки и калибровочной кривой была рассчитана доза облучения D_{fit} . Основываясь на полученных ранее неопределенностях и величине σ_{NetOD} , неопределенность дозы D_{fit} была рассчитана с использованием уравнения

(4). Основным интерес представляла относительная неопределенность дозы $\sigma_{D_{fit}}/D_{fit}$, которая описывала ожидаемые значения ошибок, вызванных комбинацией локальной неоднородности пленки, стохастических процессов сканирования и случайных причин.

Экспериментальное оборудование

Экспериментальное облучение пленок Gafchromic EBT3 проводилось с использованием фотонного пучка 10 МВ и электронного пучка 10 МэВ на ускорителе Elekta Axesse (Национальный медицинский исследовательский центр им. Е.Н. Мешалкина, Новосибирск, Россия) и электронного пучка бетатрона для ИОЛ с энергией 6 МэВ (Томский политехнический университет, Томск, Россия).

Процедура облучения на ускорителе Elekta Axesse

Пленки облучались пучком фотонов 10 МВ в диапазоне доз 0,5–40 Гр и электронным пучком 10 МэВ в диапазоне доз 0,5–30 Гр. На рис. 1 показана общая схема облучения, используемая как на ускорителе Elekta Axesse для электронного и фотонного пучков, так и на бетатроне.

Пленки размером $5 \times 5 \text{ см}^2$ облучались при стандартных условиях: размер поля составлял $10 \times 10 \text{ см}^2$, а расстояние от источника до оси вращения (РИО) – 100 см. Мощность дозы ускорителя была равна $460 \pm 50 \text{ МЭ/мин}$, что составляло $4,6 \pm 0,5 \text{ Гр/мин}$. Каждая пленка облучалась в плоскости, перпендикулярной оси пучка в твердотельном фантоме MatriXX (Ser.13042, IBA Dosimetry, Германия) [18].

В связи с тем, что ускоритель Elekta Axesse был ранее откалиброван по отношению к дозовым глубинам, доза облучения контролировалась внутренним дозиметром (значения МЭ). Контрольную дозу измеряли с использованием клинического дозиметра Dose-1 [19] и цилиндрической ионизационной камеры Farmer FC65-P (S/N 2519).

Максимум глубинного распределения дозы при пучке фотонов 10 МВ находился на глубине $d = 2,6 \text{ см}$ в твердотельном фантоме. Для электронного пучка 10 МэВ значение составляло $d = 2,2 \text{ см}$. Пленки были расположены на этих глубинах.

Для получения эталонных доз D_{ref} с использованием ионизационной камеры все рутинные процедуры проводились в соответствии с протоколами TRS-398 и TG-51 [5,6]. Для фотонного пучка 10 МВ значение $\%dd(10)_x = 73 \%$ и $TPR_{10,20} = 0,738$ что соответствует

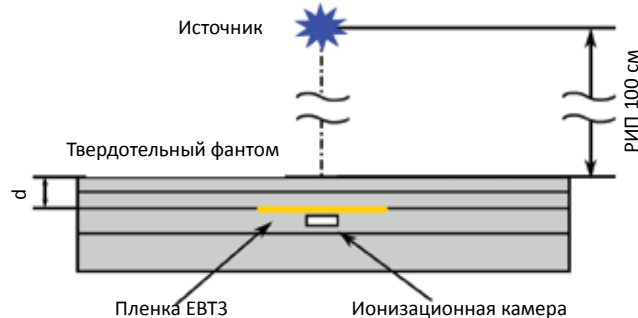


Рис. 1. Схема облучения пленки на ускорителе Elekta Axesse и бетатроне для пучков электронов и фотонов

$k_Q = 0,985$ как для протокола TG-51, так и для TRS-398. В случае электронного пучка 10 МэВ коэффициент качества пучка $R_{50} = 4,33 \text{ г/см}^2$, что соответствует $k_Q^{TRS-398} = 0,898$ согласно TRS-398 [5] и $k_Q^{TG-51} = 0,894$ согласно TG-51 [6]. В связи с тем, что разница составляет менее 0,5 %, мы решили использовать значение коэффициента качества, определенное протоколом TRS-398.

Процедура облучения на бетатроне

Для облучения пленки электронами с энергией 6 МэВ использовался бетатрон, разработанный в Томском политехническом университете для ИОЛТ. Калибровка бетатрона проводилась с использованием дозиметра UNIDOS-E (PTW, Фрайбург, Германия) [20], плоскопараллельной ионизационной камеры PTW 23343 (Markus PTW, Фрайбург, Германия) [21] и твердотельного фантома RW3 Slap Phantom T29672 [22]. Из-за того, что внутренний дозиметрический блок не был разработан до эксперимента, дозу облучения контролировали по времени облучения. На первом этапе дозу измеряли ионизационной камерой в зависимости от времени, а на второй стадии пленки облучали в течение того же времени, что и ионизационную камеру, а для контроля стабильности дозы под пленкой устанавливалась та же ионизационная камера. Схема облучения показана на рис. 1. Разница заключалась в наличии аппликатора диаметром 8 см, установленного между выходным окном пучка и поверхностью фантома.

Пленки облучали в диапазоне доз 1–25 Гр. Максимум дозы в твердом фантоме располагался на глубине $d = 1,0 \text{ см}$. Коэффициент качества пучка $R_{50} = 2,2 \text{ г/см}^2$, что соответствует $k_Q^{TRS-398} = 0,924$ в соответствии с TRS-398 [5] и $k_Q^{TG-51} = 0,941$ согласно TG-51 [6]. Из-за значительной разницы в значениях мы решили использовать среднее значение коэффициента качества k_Q , равное $k_Q = 0,933$. Очень интересна значительная разница значений k_Q , полученных на одной и той же кривой глубинной дозы с использованием разных протоколов. Однако расследование этого факта выходит за рамки настоящей статьи.

Сканер

Для сканирования пленки использовался сканер Epson Perfection V750 Pro [23]. Пленку сканировали с разрешением 150 точек на дюйм в режиме 48 бит. Средние значения фона сканера и их неопределенности составили: $PV_{bckg}^r = 570 \pm 80$, $PV_{bckg}^g = 630 \pm 81$, $PV_{bckg}^b = 540 \pm 66$. Индексы r , g , b определяют «красный», «зеленый» и «синий» соответственно. Значения неопределенности приведены для доверительного интервала $p = 0,95$.

Результаты

Фотоны ускорителя Elekta Axesse

Во время калибровки пленки на фотонном пучке с энергией 10 МВ ускорителя Elekta Axesse и были получены следующие функции калибровочных кривых для красного и зеленого каналов:

$$D_{fit}^r(x) = (11,8 \pm 0,6) \times x + (79 \pm 3,8) \times x^{(6,3 \pm 0,3)} \quad (5)$$

$$D_{fit}^g(x) = (16,9 \pm 0,5) \times x + (30 \pm 0,4) \times x^{(2,7 \pm 0,07)}$$

На рис. 2 показана экспериментальная калибровочная зависимость и калибровочные кривые, рассчитанные по формуле (5). Предполагалось, что погрешности в измерении дозы равны $\pm 2\%$ в соответствии с TRS-398 [5]. Значения ошибок *NetOD* вычислялись для доверительного интервала $p = 0,95$.

Рис. 2 и значения неопределенности в уравнении (5) показывают, что зеленый канал лучше соответствует экспериментальным данным.

Нижний график на рис. 2 показывает зависимость относительной неопределенности поглощенной дозы от чистой оптической плотности как для красного, так и для зеленого каналов при доверительном интервале $p = 0,95$, который был рассчитан с использованием уравнения (4). На рис. 2 видно, что значения относительной дозовой неопределенности лежат на уровне 7 % для обоих каналов. Для красного канала неопределенности находятся в диапазоне 5–7 % для всех значений *NetOD*. Для зеленого канала неопределенность дозы уменьшается с увеличением значений *NetOD* и находится в пределах 5 % для доз, превышающих 1 Гр.

Электронный пучок ускорителя Elekta Axesse

Во время калибровки пленки на электронном пучке 10 МэВ ускорителя Elekta Axesse были получены следующие калибровочные кривые для красного и зеленого каналов:

$$\begin{aligned} D_{fit}^r(x) &= (10,2 \pm 0,3) \times x + (56 \pm 2) \times x^{(4,8 \pm 0,16)} \\ D_{fit}^g(x) &= (16,2 \pm 0,3) \times x + (29 \pm 0,2) \times x^{(2,46 \pm 0,05)} \end{aligned} \quad (6)$$

На рис. 3 показаны экспериментальные калибровочные зависимости и калибровочные кривые, рассчитанные по формулам (6). Предполагалось, что неопределенность дозы равна 2 % в соответствии с TRS-398 [5]. Величины неопределенностей значений *NetOD* вычислены для доверительного интервала $p = 0,95$.

Нижний график на рис. 3 показывает зависимость уровня неопределенности относительной дозы от чи-

стой оптической плотности как для красного, так и для зеленого каналов при доверительном интервале $p = 0,95$. На рис. 3 видно, что значения относительной неопределенности дозы лежат на уровне 7 % для обоих каналов. Для красного канала неопределенности находятся в диапазоне 3,5–5 % для всех значений *NetOD*. Для зеленого канала неопределенность дозы уменьшается с увеличением значений *NetOD* и находится в пределах 4 % для доз, превышающих 1 Гр.

Электронный пучок бетатрона

Во время калибровки пленки на электронном пучке бетатрона 6 МэВ были получены следующие калибровочные кривые для красного и зеленого каналов:

$$\begin{aligned} D_{fit}^r(x) &= (10,3 \pm 0,3) \times x + (59,2 \pm 2,6) \times x^{(4,61 \pm 0,16)} \\ D_{fit}^g(x) &= (16,5 \pm 0,5) \times x + (34,2 \pm 0,7) \times x^{(2,59 \pm 0,09)} \end{aligned} \quad (7)$$

На рис. 4 показаны экспериментальные калибровочные зависимости и калибровочные кривые (7). Неопределенности значений *NetOD* вычислялись для доверительного интервала $p = 0,95$.

Нижний график на рис. 4 показывает зависимость уровня неопределенности относительной дозы от чистой оптической плотности для красного и зеленого канала с доверительным интервалом $p = 0,95$. На рис. 4 видно, что значения неопределенности относительной дозы лежат в пределах 5,2 % для обоих каналов. Для красного канала неопределенности находятся в диапазоне 3,5–5 % для всех значений *NetOD*. Для зеленого канала неопределенность дозы уменьшается с увеличением значений *NetOD* и находится в пределах 4 % для доз, превышающих 1 Гр.

Сравнение калибровочных кривых

Для того чтобы сравнить отклик пленки при облучении различными видами излучения, были рассчитаны зависимости отношения калибровочных кривых от значений *NetOD*. На рис. 5 показано сравнение кали-

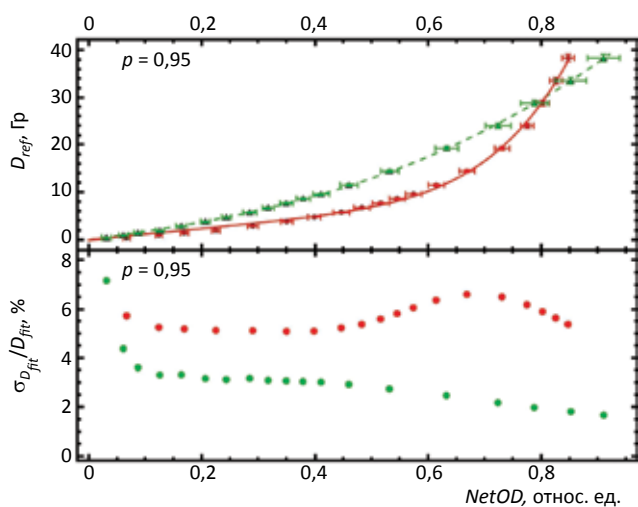


Рис. 2. Калибровочные зависимости и кривые согласно уравнению (5), полученные на пучке фотонов 10 МВ Elekta Axesse (верхний график). Относительная неопределенность поглощенной дозы, вычисленная по калибровочным кривым (5) (нижний график). Красные точки – красный канал, зеленые точки – зеленый канал, линии – кривые аппроксимации

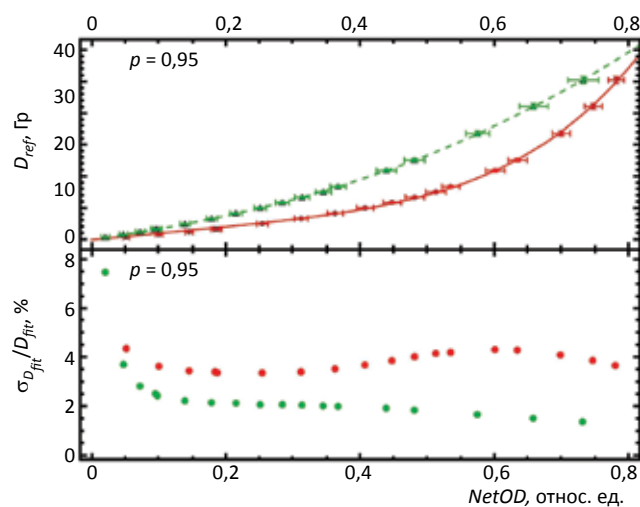


Рис. 3. Калибровочные зависимости и построенные кривые согласно уравнению (6), полученные на пучке электронов 10 МэВ Elekta Axesse (верхний график). Относительная неопределенность поглощенной дозы, вычисленная по калибровочным кривым (6) (нижний график). Красные точки – красный канал, зеленые точки – зеленый канал, линии – кривые аппроксимации

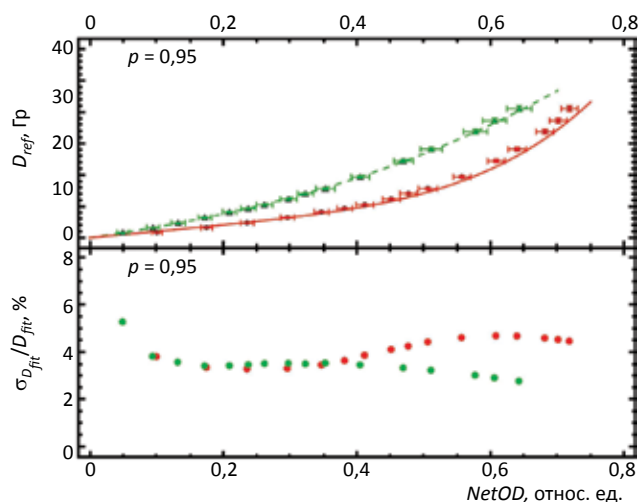


Рис. 4 Калибровочные зависимости и подобранные кривые согласно уравнению (7), полученные на электронном пучке 6 МэВ бетатрона ИОЛТ (верхний график). Относительная неопределенность поглощенной дозы, вычисленная по калибровочным кривым. (7) (нижний график). Красные точки – красный канал, зеленые точки – зеленый канал, линии – кривые аппроксимации

бровочных кривых, полученных на пучках электронов (10 МэВ) и фотонов (10 МВ) ускорителя Elekta Axesse с учетом неопределенностей калибровки как для красного, так и зеленого каналов.

На рис. 5 видно, что отношение калибровочных кривых для красного канала лежит в диапазоне 0,86–1,06, а максимальное значение неопределенности составляет $\pm 8\%$ в диапазоне значений чистой оптической плотности $NetOD \approx 0,6$. Совпадение для зеленого канала лучше, что приводит к значениям соотношения 0,96–1,04 и максимальной неопределенности $\pm 4\%$ ($NetOD \approx 0,5$).

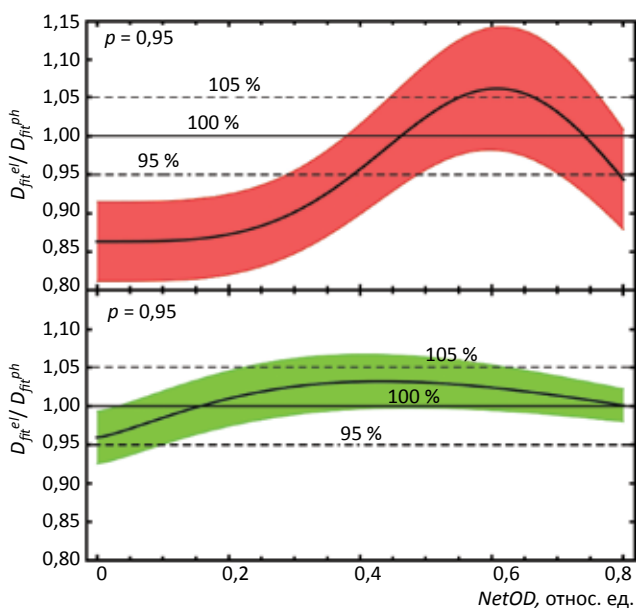


Рис. 5 Соотношение калибровочных кривых, полученных при электронном пучке 10 МэВ и пучке фотонов 10 МВ ускорителя Elekta Axesse. Цветовая область показывает область неопределенности из-за неопределенности калибровочных кривых. Верхний график – красный канал, нижний график – зеленый канал

На рис. 6 показано сравнение калибровочных кривых, полученных на электронных пучках ускорителя Elekta Axesse и бетатрона (6 МэВ) с учетом неопределенностей калибровки как для красного, так и зеленого каналов. На рис. 6 видно, что соотношение калибровочных кривых лежит в диапазоне 0,96–1,09 для красного канала и в диапазоне 0,96–1,06 для зеленого канала.

Дискуссия

Полимерная радиохромная пленка Gafchromic EBТ3 была откалибрована на фотонном пучке линейного ускорителя Elekta Axesse и на электронных пучках двух разных ускорителей (Elekta Axesse и бетатрон). Неопределенность значений поглощенной дозы, рассчитанная по измеренным значениям $NetOD$ с использованием калибровочных кривых (D_{fit}) была получена с учетом статистического распределения измеренной величины сигналов в пикселе в пределах заданной области интереса.

Результаты калибровки пленки как на электронном (10 МэВ), так и на фотонном (10 МВ) пучках линейного ускорителя Elekta Axesse показывают, что реакция пленки на различные виды излучения аналогична, т.е. нет существенной разницы между калибровочными кривыми для электронных и фотонных пучков. Обе калибровочные кривые хорошо описываются кривыми, заданными уравнением (3). Результаты калибровки пленки на электронных пучках разной энергии (10 МэВ и 6 МэВ) показывают, что реакция пленки на различную энергию пучка схожа, так как нет существенной разницы между калибровочными кривыми.

По сравнению с результатами изучения пленки Gafchromic EBТ2, полученными в работе [8], наши результаты показывают, что неопределенности из-

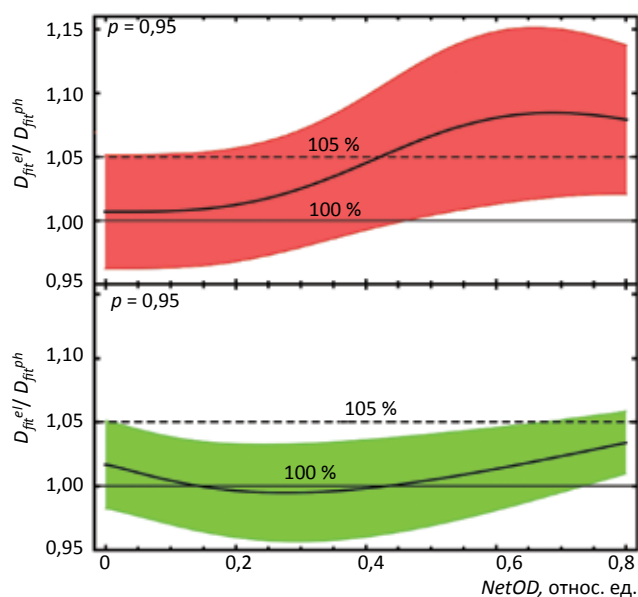


Рис. 6 Отношение калибровочных кривых, полученных на электронном пучке 10 МэВ ускорителя Elekta Axesse и электронного пучка 6 МэВ бетатрона. Цветовая область показывает область неопределенности из-за неопределенности калибровочных кривых. Верхний график – красный канал, нижний график – зеленый канал

мерения дозы пленки Gafchromic EBT3 меньше, чем значения для пленки Gafchromic EBT2, и составляют не более 5 %. Полученные неопределенности неизвестной измеренной дозы показывают, что зеленый канал представляется лучшим вариантом при облучении пленок дозой выше 1 Гр из-за того, что значения неопределенности лежат в пределах 4 % (при $p = 0,95$). Такой уровень неопределенности позволяет использовать пленку для абсолютного измерения дозы. По нашему мнению, при использовании пленочной многоканальной дозиметрии следует учитывать разницу между красным и зеленым каналами.

Если облучать пленку дозой, равной 1 Гр, могут быть получены следующие значения неопределенностей. Неопределенности, вызванные стандартной неопределенностью определения дозы: $\Delta D_r^{ph} = \pm 5 \%$, $\Delta D_g^{ph} = \pm 3 \%$, $\Delta D_r^{el} = \pm 3,2 \%$, $\Delta D_g^{el} = \pm 1,8 \%$. Если дополнительно учитывать статистическое распределение в пределах ОИ, могут быть получены следующие значения неопределенности: $\Delta D_r^{ph} = \pm 5,5 \%$, $\Delta D_g^{ph} = \pm 4,5 \%$, $\Delta D_r^{el} = \pm 3,7 \%$, $\Delta D_g^{el} = \pm 3,2 \%$. Такой высокий уровень неопределенности локальной неоднородности не позволяет измерять поглощенные дозы менее 10 сГр (неопределенность составляет 15 %). Значения неопределенности для доз, превышающих 20 Гр, лежат в пределах 5 %, что расширяет диапазон измеряемых доз, предложенный производителем.

Заключение

Таким образом, полимерные пленки Gafchromic EBT3 могут быть использованы для измерений значений поглощенной дозы не менее 0,5 Гр. Для более низких значений дозы неопределенности измеренных значений, обусловленная статистическими причинами, составляет более 15 %. При значениях дозы порядка 1 Гр и более неопределенность измерений дозы составляет 5 %, что позволяет использовать пленки для измерения поперечного и продольного распределения дозы с очень высоким пространственным разрешением.

Благодарность

Авторы хотели бы поблагодарить П. Филатова за ценную помощь при облучении пленок на линейном ускорителе Elekta Axesse. Работа выполнена при частичной поддержке Программы повышения конкурентоспособности Томского политехнического университета.

REFERENCES

1. Syed YA, Petel-Yadav AK, Rivers C, Singh AK. Stereotactic radiotherapy for prostate cancer: A review and future directions. *World J Clin Oncol*. 2017;8(5):389-97. DOI: 10.5306/wjco.v8.i5.389.
2. Diot Q, Kavanagh B, Timmerman R, Miften M. Biological-based optimization and volumetric modulated arc therapy delivery for stereotactic body radiation therapy. *Med Phys*. 2012;39(1):237-45. DOI: 10.1118/1.3668059.
3. Fiorentino A, Giaj-Levra N, Tebano U, et al. Stereotactic ablative radiation therapy for brain metastases with volumetric modulated arc therapy and flattening filter free delivery: feasibility and early clinical results. *Radiol Med*. 2017;122(9):676-82. DOI: 10.1007/s11547-017-0768-0.

4. Gafchromic. Gafchromic EBT3 film specifications. [Internet]. 2017 [cited 2019 Feb. 20]. Available from: http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf.
5. Andreo P, Burns D, Hohlfield K, et al. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Technical Report Series no. 398. IAEA. 2000:251.
6. Almond P, Biggs P, Coursey B, et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.* 1999;26(9):1847-70.
7. Sorriaux J, Kacperek A, Rossomme S, et al. Evaluation of gafchromic ebt3 films characteristics in therapy photon, electron and proton beams. *Physica Medica*. 2013;29.Suppl.6:599-606. DOI: 10.1016/j.ejmp.2012.10.001.
8. Hartmann B, Martisikova M, Jakel O. Technical note: Homogeneity of Gafchromic EBT2 film. *Med Phys*. 2010;37. Suppl.4:1753-6. DOI: 10.1118/1.3368601.
9. Niewald M, Fleckenstein J, Licht N, et al. Intraoperative radiotherapy (IORT) combined with external beam radiotherapy (EBRT) for soft-tissue sarcomas – a retrospective evaluation of the homburg experience in the years 1995-2007. *Radiat Oncol*. 2009;4. Suppl.32:1-6. DOI: 10.1186/1748-717X-4-32.
10. Niroomand-Rad A, Blackwell C, Coursey B, et al. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM radiation therapy committee task group 55. *Med Phys*. 1998;25. Suppl.11:2093-115. DOI: 10.1118/1.598407.
11. Devic S, Seuntjens J, Hegyi G, et al. Dosimetric properties of improved gafchromic films for seven different digitizers. *Med Phys*. 2004;31. Suppl.9:2392-401. DOI: 10.1118/1.1776691.
12. Butson M, Yu P, Cheung T, Alnawaf H. Energy response of the new EBT2 radiochromic film to x-ray radiation. *Radiat Measur*. 2010;45. Suppl.7:836-9. DOI: 10.1016/j.radmeas.2010.02.016.
13. Micke A, Lewis D, Yu X. Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction. *Med Phys*. 2011;38. Suppl.5:2523-34. DOI: 10.1118/1.3576105.
14. Devic S. Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future. *Physica Medica*. 2011;27. Suppl.3:122-34. DOI: 10.1016/j.ejmp.2010.10.001.
15. Soares C. Radiochromic film dosimetry. *Radiat Measur*. 2006;41. Suppl.1:S100-S116.
16. Reinhardt S, Hillbrand M, Wilkens J, Assmann W. Comparison of gafchromic EBT2 and EBT3 films for clinical photon and proton beams. *Med Phys*. 2012;39. Suppl.8:5257-62. DOI: 10.1118/1.4737890.
17. Wolfram. [Internet]. 2019. [cited 2019, Feb. 20]. Available from: <https://www.wolfram.com/mathematica>.
18. IBA. Description of dosimetric system iba matrix. [Internet]. 2019. [cited 2019, Feb. 20]. Available from: <http://www.iba-dosimetry.com/complete-solutions/radiotherapy/imrt-igrt-rotational-qa/matrixes>.
19. IBA. Description of clinical dosimeter dose-1. [Internet]. 2017. [cited 2019, Feb. 20]. Available from: http://www.iba-dosimetry.com/sites/default/files/resources/RT-BR-E-DOSE1_Rev.1_0211_0.pdf.
20. PTW. Description of dosimeter ptw unidos E. [Internet]. 2017. [cited 2019, February 20]. Available from: http://www.ptw.de/unidos_e_dosimeter_ad0.html.
21. PTW. Description of electron ionization chamber PTW23343. [Internet]. 2017. [cited 2019, Feb. 20]. Available from: http://www.ptw.de/advanced_markus_electron_chamber.html.
22. PTW. Description of solid state phantom ptw rw3 SLAP phantom T29672. [Internet]. 2017. [cited 2019, February 20]. Available from: http://www.ptw.de/acrylic_and_rw3_slab_phantoms0.html.
23. Epson. Technical characteristics of EPSON Perfection V750 scanner. [Internet]. 2017. [cited 2019, Feb. 20]. Available from: <http://epson.ru/catalog/scanners/epson-perfection-v750-pro/?page=characteristics>.

Для цитирования: Сухих Е.С., Сухих Л.Г., Маликов Е.Л., Ижевский П.В., Шейно И.Н., Вертинский А.В., Баулин А.А. Неопределенности измеренной поглощенной дозы дозиметром Gafchromic EBT3 на клинических электронных и фотонных пучках медицинских ускорителей // Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2019. Т. 64. № 4. С. 64–75.

DOI: 10.12737/article_5d1b46c9133942.84705406