

КАЛИБРОВКА РАДИОХРОМНЫХ ПЛЁНОК НА ПУЧКАХ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Е.С. Сухих^{1,2}, Л.Г. Сухих², Е.Л. Маликов²

¹ Томский областной онкологический диспансер, Томск

² Национальный исследовательский Томский политехнический университет, Томск

Представлены результаты калибровки полимерной радиохромной плёнки Gafchromic EBТ-3 для излучения в диапазоне энергий от 50 до 300 кэВ в водном фантоме. Исследованы калибровочные кривые, полученные при облучении плёнок на двух рентгеновских аппаратах. Результаты проведенных исследований подтвердили возможность использования плёнки Gafchromic EBТ-3 для дозиметрии пучков рентгеновского излучения и слабую зависимость калибровочных кривых от энергии излучения.

Ключевые слова: полимерные плёнки Gafchromic EBТ, ионизационные камеры, рентгеновские аппараты

Введение

Несмотря на бурное развитие лучевой терапии с использованием электронных и фотонных пучков высоких энергий, рентгенотерапевтические аппараты уверенно занимают свою клиническую нишу в лечении поверхностных злокачественных новообразований.

В то же время, сейчас активно исследуется новое направление в методиках лечения злокачественных новообразований на основе использования рентгеновского излучения – т.наз. фотонно-захватная терапия, т.е. терапия в присутствии контрастных агентов в опухоли [1]. Контрастное вещество – любой химический элемент с высоким атомным числом Z , например, золото. При взаимодействии фотонов рентгеновского диапазона с тяжелым элементом основным процессом является фотопоглощение, которое приводит к рождению большого числа вторичных низкоэнергетических электронов и фотонов, что приводит к возрастанию дозы в среде. В работе [2] показано, что введение контрастных агентов приводит к возрастанию поглощённой дозы в воде.

Математическое моделирование процессов взаимодействия фотонов с наночастицами золота в работе [3] показало, что пробег вторич-

ных частиц составляет порядка 2 мкм, но при этом они очень сильно ионизируют среду, и первичное фотонное излучение становится “плотноионизирующим”, что выражается в том, что относительная биологическая эффективность становится больше единицы и доходит до трёх [3]. Это потенциально позволяет использовать фотоны рентгеновского излучения для борьбы с радиорезистентными опухолями. Эксперименты на клеточных культурах в присутствии наночастиц золота хорошо описываются результатами моделирования [3].

Несмотря на то, что с физической точки зрения процесс фотонно-захватной терапии хорошо описан, с биологической и клинической точек зрения имеется ряд вопросов, ответы на которые должны быть найдены во время доклинических и клинических испытаний. В случае успешных испытаний фотонно-захватной терапии следует ожидать возрастание интереса к рентген-терапевтическим аппаратам.

Использование современных терапевтических установок не может обойтись без современного детектирующего оборудования. Детекторы должны быть тканеэквивалентными, иметь линейную зависимость отклика от ве-

личины поглощённой дозы и слабую зависимость от мощности дозы и энергии пучка.

В случае использования ортовольтового рентгеновского излучения стандартным дозиметром является цилиндрическая ионизационная камера, правила использования которой для клинической дозиметрии содержатся в дозиметрическом протоколе TRS-398 [4]. Следует, однако, отметить, что использование ионизационной камеры для измерения поглощённых доз на приповерхностных глубинах затруднено из-за особенностей конструкции камеры и фантома. Также недостатком ионизационной камеры, с точки зрения удобства проведения измерений, является тот факт, что камера измеряет величину ионизации в среде в одной точке за один раз, что приводит к продолжительным процессам измерения глубинных и поперечных распределений поглощённой дозы в среде.

Одним из вариантов дозиметра, который способен одновременно измерять двумерное распределение поглощённой дозы, являются полимерные плёнки семейства Gafchromic EBT, которые потенциально способны обеспечить высокое пространственное разрешение. Этот тип плёнок является самопроявляющимся, т.е. не требует применения процедур проявки изображения, и нечувствительным к видимому свету [5–8].

Мы исследовали возможности использования радиохромных плёнок семейства Gafchromic EBT-3 для дозиметрии рентгеновского излучения. Конкретный интерес к дозиметрии рентгеновского излучения вызван тем, что недавно в радиологическом отделении Томского областного онкологического диспансера был поставлен рентгенотерапевтический аппарат Xstrahl 300 [9]. Напряжение рентгеновской трубки меняется в диапазоне от 40 кВ до 300 кВ с шагом 20 или 30 кВ. Данный аппарат используется в настоящее время для лечения больных и планируется для использования в исследованиях эффективности фотонно-захватной терапии на клеточных культурах.

При проведении радиобиологических исследований фотонно-захватной терапии на культурах клеток в наших условиях удобен вариант с использованием монослоя клеток и соответствующих пластмассовых культуральных флаконов. Для правильного построения кривых выживаемости клеток необходимо точно знать величину и распределение поглощённой дозы по глубине питательного раствора, в котором находятся клетки. В связи с тем, что толщина слоя этого раствора составляет порядка 3

мм, необходимо точное измерение поглощённой дозы в приповерхностных слоях водного фантома, что затруднительно сделать с использованием цилиндрических ионизационных камер, но возможно реализовать на основе полимерных плёнок.

В настоящей работе описана процедура и представлены результаты калибровки радиохромных плёнок семейства Gafchromic EBT-3 в водной среде для приповерхностного и ортовольтового рентгеновского излучения в диапазоне напряжений 50–300 кВ и в диапазоне поглощённых доз до 2 Гр. Результаты калибровки в рентгеновском диапазоне сравниваются с результатами калибровки в мегавольтовом диапазоне, полученными ранее [10].

Материал и методы

Измерение поглощённой дозы в воде для пучков рентгеновского излучения

Измерение поглощённой дозы в воде выполняли с использованием ионизационной камеры PTW 30013 (PTW Freiburg, Германия), калиброванной по поглощённой дозе в воде на пучке ^{60}Co , и дозиметром Unidose-E (PTW Freiburg, Германия) [11, 12]. Вычисление поглощённой дозы на основе измеренной ионизационной камерой величины заряда проводили на основе протокола TRS-398 [4]. В связи с тем, что имеющаяся камера типа PTW 30013 калибрована на пучке кобальта-60, встаёт вопрос о коэффициенте качества пучка рентгеновского излучения $k_{g,90}$, который необходимо использовать при вычислении величины поглощённой дозы. К сожалению, невозможность калибровки камеры в пучках рентгеновского излучения приводит к необходимости положить коэффициент качества пучка равным единице $k_{g,90}=1$. Следует отметить, что рис. 11 протокола TRS-398 [4], показывает, что для камер типа M23331 коэффициент качества в рентгеновском диапазоне меняется от $k_{g,90}=0,98$ до $k_{g,90}=1,04$.

Полимерные плёнки Gafchromic EBT-3

Структура последней модели дозиметрической плёнки Gafchromic EBT-3 состоит из одного активного слоя с номинальной толщиной 28 мкм. Активный слой располагается между двумя одинаковыми по толщине прозрачными слоями полистирола со специальной обработкой

кой поверхности. Из-за наличия одинаковых по толщине защитных слоев, плёнка 3-го поколения является симметричной при повороте с одной стороны на другую, в отличие от плёнки предыдущего поколения ЕВТ-2 [13].

Химический состав чувствительного слоя плёнок семейства ЕВТ-3 не отличается от состава плёнок семейства ЕВТ-2. Общий атомный состав всех слоев плёнки содержит Н (40,85 %), С (42,37 %), О (16,5 %), N (1,01 %), Li (0,1 %), К (0,01 %), Вг (0,01 %) и Cl (0,3 %) [6, 8].

Визуально необлученная плёнка имеет бледно-желтый цвет. Наличие жёлтого защитного слоя уменьшает чувствительность пленки к ультрафиолету и позволяет реализовать многоканальное сканирование. При облучении плёнка темнеет, приобретая зеленоватый оттенок. С ростом поглощённой дозы цвет плёнки меняется на темный сине-зелёный.

Экспериментальная установка

Калибровка плёнок проводилась с использованием двух рентгеновских аппаратов. Аппарат РАП-160-5 [14] имеет максимальное напряжение 160 кВ, максимальный ток при максимальном напряжении 5 мА, импульсный режим работы и воздушное охлаждение. Рентгеновский аппарат Comet MXR-451HP/11 [15] имеет максимальное напряжение 450 кВ, максимальный ток при максимальном напряжении 3,3 мА, непрерывный режим работы, и масляное охлаждение. Калибровка проводилась в водном фантоме в диапазоне напряжений от 50 до 150 кВ для аппарата РАП-160-5 и в диапазоне напряжений от 150 до 300 кВ для аппарата Comet MXR-451HP/11. Схема калибровки показана на рис. 1. Пленка устанавлива-

Таблица 1

Толщины слоев половинного ослабления излучения от рентгеновских аппаратов РАП-160-5 и Comet MXR-451HP/11

Напряжение на рентгеновском аппарате	Аппарат РАП-160-5	Comet MXR-451HP/11
	Толщина СПО, мм алюминия	Толщина СПО, мм меди
50	1,3	–
70	1,8	–
100	2,5	–
120	3,2	–
150	4,5	0,25
200	–	0,4
250	–	0,65
300	–	0,9

лась на глубине 2 см в водном фантоме (толщина стенки учтена).

Перед проведением калибровки были измерены толщины слоёв половинного ослабления (СПО), которые представлены в табл. 1.

В связи с тем, что на используемых рентгеновских аппаратах отсутствует проходная ионизационная камера, калибровка проводилась по времени. В первой стадии с помощью ионизационной камеры измерялся заряд за определённое время. Во второй стадии устанавливалась плёнка, и проводилось облучение в течение такого же времени. Контроль стабильности режимов работы рентгеновского аппарата проводился по показаниям ионизационной камеры, установленной за плёнкой.

Процедура обработки плёнок

В работе использовались плёнки из партии #A04041202 с полной толщиной 230 мкм

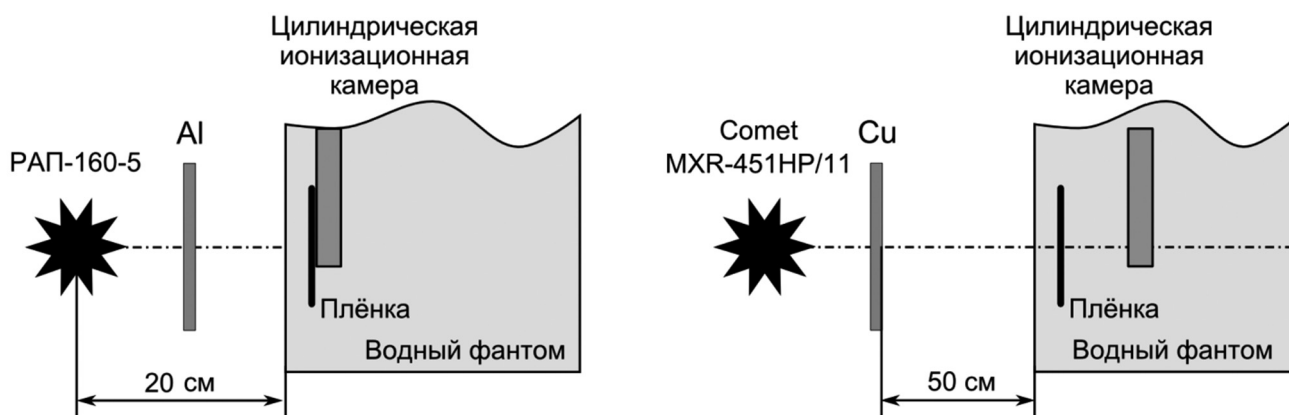


Рис. 1. Схема калибровки радиохромной плёнки на рентгеновских аппаратах РАП-160-5 (слева) и Comet MXR-451HP/11 (справа)

(толщина может меняться в зависимости от партии к партии [6, 8]). Диапазон измеряемых поглощённых доз согласно технической документации составляет 0,01–40 Гр.

Для проведения калибровки плёнки были разрезаны на квадратные кусочки с размером стороны 50 ± 3 мм. После облучения плёнки выдерживались 24 часа до сканирования. После этого плёнка сканируется в режиме на просвет на планшетном сканере Epson Perfection V750 Pro, позволяющим сканировать плёнки с максимальным размером А4 и максимальной глубиной цвета 48 бит [16]. Сканирование проводилось с глубиной цвета 48 бит (три канала цветности, 16 бит на канал) и пространственным разрешением 150 dpi (точек на дюйм). Все плёнки сохранялись в формате TIFF (англ. Tagged Image File Format) без сжатия. Обработка полученных изображений формата TIFF, которая включала в себя все описанные ниже процедуры, проводилась в программном продукте Wolfram Mathematica [17], где был написан соответствующий код.

Воздействие ионизирующего излучения приводит к потемнению плёнки. Это изменение выражается в показателях увеличения чистой оптической плотности (NetOD) для каждого из трёх цветов модели RGB: красного, зелёного и синего. Чистая оптическая плотность, с учётом фонового пьедестала собственной оптической плотности сканера, может быть выражена как [5, 18]:

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

где PV – число отсчётов в АЦП сканера (денситометра) в одном пикселе изображения, индекс

before обозначает плёнку до облучения, индекс *after* – плёнку после облучения, индекс *bckg* – фон сканера. В работе мы использовали только красный и зелёный каналы, так как чувствительность синего канала к облучению поглощёнными дозами до 2 Гр незначительна.

Данные по числу отсчётов сканера для необлученной плёнки считывались с одного из кусочков плёнки, который не был облучен, но хранился вместе с облученными плёнками. Данные по фону сканера были получены при сканировании в “темном поле”. Среднее число отсчетов составляло $PV_{bckg}^{red} = 570 \pm 80$ для красного канала и $PV_{bckg}^{green} = 630 \pm 81$ – для зелёного. Неопределённости здесь и далее указаны для доверительного интервала $P=0,95$.

Так как плёнки облучались равномерным полем, для получения калибровочной кривой использовали среднее значение величин числа отсчётов \overline{PV} – усреднённое по области интереса, которая составляла 1×1 см², что соответствует 3600 пикселям. Область интереса выбиралась в центре плёнки. На основе 3600 значений PV находили \overline{PV} и разброс этой величины Δ_{PV} , который определялся как $\Delta_{PV} = 1,960\sigma_{PV}$, где σ_{PV} – среднее квадратичное отклонение в распределении значений величин PV в области интереса. Следует отметить, что распределение величин PV в области интереса хорошо аппроксимируется нормальным распределением, что показано на рис. 2.

Для того чтобы снизить влияние артефактов на получаемые значения величин Δ_{PV} не учитывались точки, в которых текущее значение PV_i лежало за пределами $PV \pm 5\sigma_{PV}$.

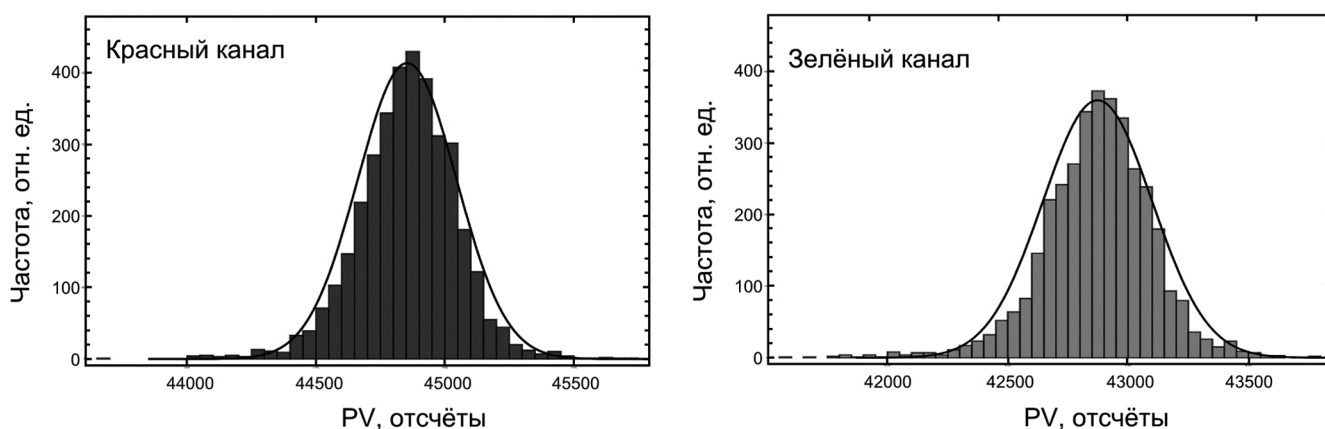


Рис. 2. Примеры гистограмм, которые получаются при анализе величины PV в области интереса для красного и зеленого каналов сканера, а также результаты аппроксимации распределения величин PV распределением Гаусса.

Такие выпадающие значения заменялись на среднее значение двух соседних пикселей.

Для получения значения величины $NetOD$ использовали значение \overline{PV} – усреднённое по всей области интереса, после того как были удалены артефакты.

Калибровочная кривая полимерной плёнки (зависимость поглощённой дозы, измеренной референсной ионизационной камерой D_{ref} от чистой оптической плотности $NetOD$) в большинстве случаев аппроксимируется комбинацией полиномов первого порядка (линейная зависимость) и полинома с более высокой степенью для того, чтобы учесть нелинейное поведение отклика плёнки:

$$D_{fit} = a NetOD + b NetOD^n, \quad (2)$$

где a , b , n – свободные параметры.

В ходе калибровки для каждого случая были получены коэффициенты выражения (2) и их неопределённости. В связи с тем, что калибровка проходила для доз до 2 Гр, где отклик плёнки линеен, нелинейная часть выражения (2) занулялась.

Кроме калибровочной зависимости вида (2) оценивались же неопределённости измерения неизвестной дозы по формуле (4).

Неопределённости процедуры калибровок

Как и в любой дозиметрической системе, в процессе преобразования измеренного дозиметрического сигнала ($NetOD$ в случае плёнки) в дозу, встречается много источников неопределённости. Их можно разделить на две группы: 1) неопределённости, возникающие в процессе калибровки, 2) неопределённости, которые сопровождают процесс измерения неизвестной поглощённой дозы.

Неопределённости, возникающие в процессе калибровки, можно разделить на две группы: 1) неопределённости измерения поглощённой дозы (неопределённости в используемом референсном дозиметре, неоднородности референсного пучка) и 2) неопределённости в величине измеренной $NetOD$ (статистические неопределённости при считывании между различными кусочками плёнки, неоднородность плёнки, неоднородности области сканирования) [15, 16].

Неопределённости при измерении неизвестной дозы могут быть разбиты на три составляющие:

1) неопределённость калибровочной кривой (неопределённости в процессе калибровки и неопределённости при аппроксимации);

2) неопределённости в величине измеренной $NetOD$ (такие же, как и изложенное выше);

3) неопределённости из-за разницы между процессами калибровки и измерениями неизвестной дозы (разница в развитии постэкспозиционного эффекта, различия в температуре, любое долгосрочное изменение материала плёнки или сканера).

Определение дозы на основе референсного дозиметра (ионизационной камеры) проводилось в соответствии с протоколом [4]. В указанном протоколе приведены следующие значения максимальных неопределённостей для различных случаев измерения дозы. В случае фотонов средних энергий максимальная неопределённость определения дозы в воде с использованием камеры, калиброванной по поглощенной дозе в воде, составляет 2,0 %.

Для дозиметрических плёнок семейства ЕВТ-3 возможные источники неопределённостей расписаны в работе [16], где они оценены в 0,55 % без учёта локальной неоднородности плёнки. Локальная неоднородность плёнки предыдущего семейства ЕВТ-2 оценивалась в работе [14], авторы которой показали, что она составляет $\pm 3,7$ %, а неопределённости рассчитанной дозы на основе измерения оптической плотности при использовании калибровочной кривой составляют более чем ± 6 %. Исходя из этого, в данной работе оценивали значение неопределённости величины $NetOD$, вызванной локальной неоднородностью плёнки в области интереса, которую мы обозначили как Δ_{NetOD} . Данная неопределённость складывается из статистического разброса величин PV , измеряемых сканером при сканировании облученной плёнки ($\Delta_{PV_{after}}$), необлученной плёнки ($\Delta_{PV_{before}}$) и фона сканера ($\Delta_{PV_{bckg}}$). В работе величина Δ_{NetOD} получена для доверительного интервала $P=0,95$.

Используя формулу (2) можно найти неопределённость Δ_{NetOD} на основе метода оценки ошибки косвенных измерений:

$$\Delta_{NetOD} = \sqrt{\sum_i \left(\frac{\partial NetOD}{\partial x_i} \right)^2 \Delta x_i^2}, \quad (3)$$

где под x_i понимаются переменные в формуле (2), а под Δx_i – их неопределённости.

При использовании плёнки для измерения неизвестной дозы на основе полученной ранее калибровочной кривой (D_{fit}) неопределён-

ность неизвестной дозы может быть записана с учётом формул (2) и (3) как:

$$\sigma_{D_{ref}} = (\text{NetOD}^2 \sigma_a^2 + \text{NetOD}^{2n} \sigma_b^2 + (b \cdot \text{NetOD} \cdot \log \text{NetOD})^2 \sigma_n^2 + (a + n \cdot b \cdot \text{NetOD}^{n-1})^2 \sigma_{\text{NetOD}}^2)^{1/2}. \quad (4)$$

Результаты и выводы

На рис. 3 показана типичная калибровочная кривая, полученная на аппарате Comet MXR-451HP/11 при напряжении 300 кВ для зелёного и красного каналов. Видно, что полученные данные хорошо аппроксимируются линейной частью выражения (2).

Для сравнения результатов калибровки на различных рентгеновских пучках при энергиях излучения 50–300 кВ и результатов калибровки в пучке линейного ускорителя Elekta Axesse [10] были построены зависимости коэффициентов a (см. выражение (2)), полученных при калибровке, от энергии фотонного излучения. Эти зависимости представлены на рис. 4 для красного канала и на рис. 5 для зелёного канала. Неопределённости, указанные на рисунке, были получены при аппроксимации экспериментальных данных. Линиями показаны средние значения для калибровки с использованием рентгеновских аппаратов.

Из рис. 4 можно видеть, что для красного канала имеется некоторый разброс в калибровочных коэффициентах в зависимости от энергии пучка. Однако данный разброс не так велик, и можно считать, что красный канал, в пределах неопределённостей, имеет слабую энергетическую зависимость.

Из рис. 5 можно видеть, что для зелёного канала также имеется разброс в калибровочных коэффициентах в зависимости от энергии пучка. При этом можно отметить, что этот разброс не так велик в рентгеновском диапазоне, но коэффициент a для фотонов высоких энергий отличается существенно. В данном случае можно считать, что зелёный канал плёнки, в пределах неопределённостей, имеет более выраженную энергетическую зависимость.

Следует отдельно отметить, что свой вклад в величину разброса может давать различие коэффициентов качества пучка для различных напряжений на рентгеновском аппарате при измерении референсной поглощённой

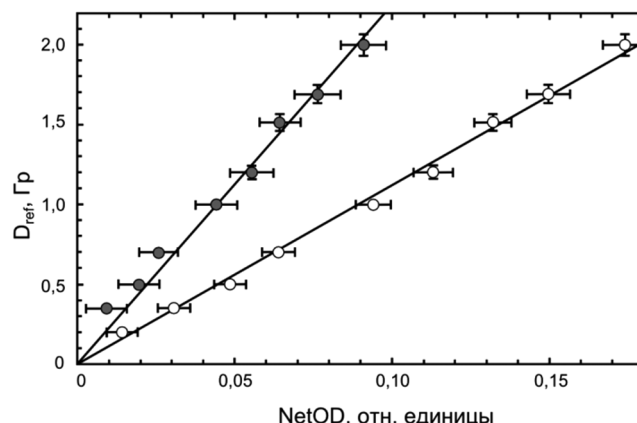


Рис. 3. Пример калибровочной зависимости, полученной на аппарате Comet MXR-451HP/11 при напряжении 300 кВ для зелёного (серые круги) и красного (белые круги) каналов. Сплошные линии показывают калибровочные прямые

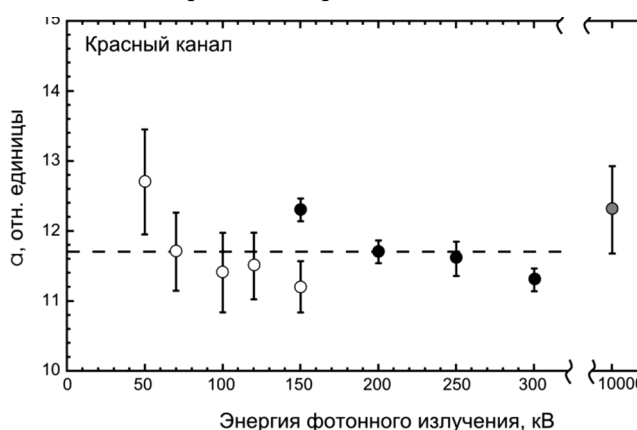


Рис. 4. Зависимость коэффициента a калибровочных кривых от энергии фотонного излучения, полученных для рентгеновских аппаратов РАП-160-5 (белые круги), Comet MXR-451HP/11 (черные круги) и линейного ускорителя Elekta Axesse (серый круг); красный канал

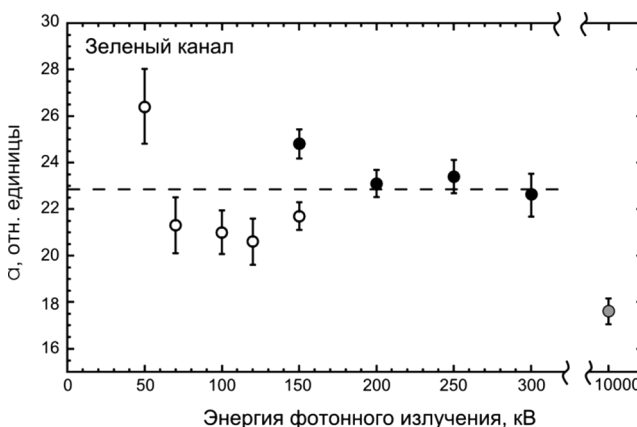


Рис. 5. Зависимость коэффициента a калибровочных кривых от энергии фотонного излучения, полученных для рентгеновских аппаратов РАП-160-5 (белые круги), Comet MXR-451HP/11 (черные круги) и линейного ускорителя Elekta Axesse (серый круг); зелёный канал

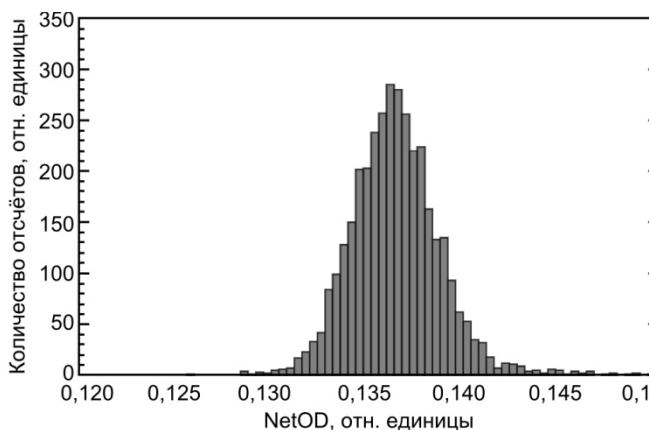


Рис. 6. Пример распределения величин оптической плотности для красного канала одной из облученных плёнок. Аппарат Comet MXR-451HP/11 при напряжении 150 кВ и референсной поглощённой дозе 2 Гр

дозы ионизационной камерой, которое не учитывалось в данной работе.

На рис. 6 показан пример гистограммы распределения значений величины оптической плотности для красного канала одной из плёнок, которая была облучена на рентгеновском аппарате Comet MXR-451HP/11 при напряжении 150 кВ поглощённой дозой 2 Гр. Для расчёта оптической плотности брались средние значения величин пикселя для необлученной плёнки и для пьедестала сканера. Среднее значение оптической плотности для данного распределения составляет $\overline{NetOD}=0,136$, а стандартное отклонение составляет $\sigma_{NetOD}=2,5\%$.

На рис. 7 приведена типичная зависимость относительной неопределённости измерения поглощённой дозы с использованием плёнки (выражение (2) и (4)) от чистой оптической плотности для красного и зелёного каналов плёнки. Для построения этого рисунка брались плёнки, облученные при калибровке. Эти плёнки рассматривались как облученные неизвестной равномерной дозой. Для них определялся разброс величин числа отсчётов и, следуя описанной выше процедуре, вычислялась поглощённая доза и её неопределённость для доверительного интервала $P=0,95$. Рис. 7 построен для аппарата РАП-160-5 при напряжении 150 кВ.

Из рис. 7 видно, что неопределённость для зелёного и красного каналов плёнки примерно одинакова. При этом относительная неопределённость растёт со снижением оптической плотности. При дозах порядка 1–2 Гр не-

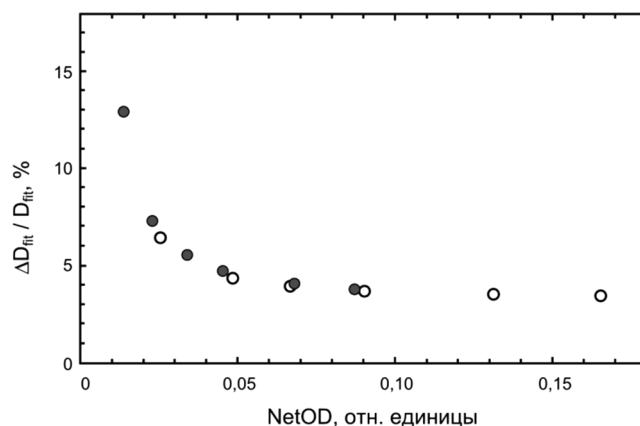


Рис. 7. Типичная зависимость относительной неопределённости определения неизвестной дозы (выражение (2) и (4)) от чистой оптической плотности для красного (белые круги) и зелёного (серые круги) каналов плёнки

определённость для всех калибровочных кривых лежит в пределах 3–8 %.

Закключение

Проведена калибровка полимерной плёнки Gafchromic EBТ-3 в рентгеновских пучках в диапазоне энергий 50–300 кВ. Облучение проводили на аппарате Comet MXR-451HP/11 в диапазоне энергий 150–300 кВ и на аппарате РАП-150-5 в диапазоне энергий 50–150 кВ. Проведено сравнение полученных результатов между собой и с данными, полученными ранее для пучка фотонов 10 МэВ терапевтического ускорителя Elekta Axesse, чтобы определить энергетическую зависимость данной полимерной плёнки по каналам цветности.

В результате исследований были сделаны следующие выводы:

1. Красный канал плёнки в пределах неопределённостей имеет слабую энергетическую зависимость, которая выражается в том, что коэффициенты калибровки достаточно хорошо совпадают в рентгеновском и мегавольтовом диапазоне.
2. Зелёный канал плёнки в пределах неопределённостей имеет более выраженную энергетическую зависимость.
3. Неопределённость измерения поглощённой дозы с использованием зелёного и красного каналов примерно одинакова. При этом относительная неопределённость растёт со снижением оптической плотности. При дозах

порядка 1–2 Гр неопределённость для всех калибровочных кривых лежит в пределах 3–8 % при доверительном интервале $P=0,95$.

Список литературы

1. Coulter J.A., Hyland W.B., Nicol J., Currell F.J. Radiosensitising Nanoparticles as Novel Cancer Therapeutics – Pipe Dream or Realistic Prospect? // *Clinical Oncology*, 2013, **25**, P. 593–603.
2. Шейно И.Н., Ижевский П.В., Липенгольц А.А. Обоснование принципа фотон-захватной терапии злокачественных новообразований. // *Саратовский научно-медицинский журнал*, 2013, **9**, № 4, С. 878–881.
3. McMahon S.J. et al. Biological consequences of nanoscale energy deposition near irradiated heavy atom nanoparticles, // *Scientific Reports*, 2011, **1**, Article number 18.
4. Определение поглощённой дозы при дистанционной лучевой терапии: Международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах единицы поглощённой дозы в воде, № 398. МАГАТЭ, Вена, 2004.
5. Azam N., Charles R.B., Bert M. et al. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. // *Med. Phys.*, 1998, **25**, No. 11, P. 2093–2114.
6. Gafchromic EBT3 radiochromic dosimetry film. <http://www.gotopeo.com/en/extra/529-peo-presenteert-de-nieuwe-generatie-isp-gafchromic-ebt3>.
7. Slobodan D., Nada T., Zhiyu P. et al. Absorption spectroscopy of EBT model GAFCHROMIC™ film. // *Med. Phys.*, 2007, **34**, No. 1, P. 2207–2214.
8. Gafchromic EBT. Self – developing film for radiotherapy dosimetry/ISP, 2007. <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/9781118111111.ch11>.
9. User Guide of The Xstrahl 300 - <http://www2.le.ac.uk/departments/csmm/documents/xstrahl-200-treatment-system>.
10. Сухих Е.С., Филатов П.В., Маликов Е.Л. Калибровка полимерной плёнки Gafchromic EBT-3 на электронном и фотонном пучках. // *Мед. физика*, 2013, № 2(58), С. 50–60.
11. Technical description of Farmer Ion Chamber Model No. 30013. http://www.ptw.de/waterproof_farmer_chamber0.html.
12. Technical description of UNICDOS_E universal dosimeter. http://www.ptw.de/unidos_e_dosimeter_ad0.html.
13. Slobodan D., Saad A., Huriyyah M. et al. Absorption spectra time evolution of EBT-2 model GAFCHROMIC™ film. // *Med. Phys.*, 2010, **37**, No. 5, P. 2207–2214.
14. Руководство по эксплуатации: “Аппарат рентгеновский переносной для промышленного применения”. – Томск: Фотон, 2008, 34 с.
15. Рентгеновский аппарат Comet MXR-451HP/11. <http://www.comet-xray.com/Products-en/X-Ray-Tubes/MXR-451HP-11>.
16. Характеристики сканера Epson Perfection V750 Pro. <http://www.epson.ru/catalog/scanners/epson-perfection-v750-pro/>.
17. Wolfram Mathematica. <http://www.wolfram.com/mathematica/>.
18. Slobodan D. Radiochromic film dosimetry: Past, Present and Future. // *Physica Medica*, 2011, **27**, P. 122–134.
19. Sorriau I., Kacperek A., Rossomme S. et al. Evaluation of Gafchromic EBT 3 films characteristics in therapy photon, electron and proton beams. // *Physica Medica*, 2013, **29**, P. 599–606.
20. Hartmann B., Martisikova M., Jakel O. Technical note: Homogeneity of gafchromic EBT2 film. // *Med. Physics*, 2010, **37**, No. 4, P. 1753–1756.

THE CALIBRATION OF GAFCHROMIC FILMS EBT3 BY X-RAY BEAMS

Ye.S. Sukhikh^{1,2}, L.G. Sukhikh², E.L. Malikov²

¹ Tomsk Regional Oncology Center, Tomsk, Russia

² National Research Tomsk Polytechnic University, Tomsk, Russia

The paper presents calibration results for Gafchromic EBT-3 polymer film at superficial and orthovoltage X-ray radiation (50–300 kV) in water phantom. The calibration curves were obtained using two X-ray units. The results confirm the possibility to use Gafchromic EBT-3 polymer film for X-ray dosimetry and low energetic dependence of the calibration curves on the radiation energy.

Key words: *Gafchromic EBT3 films, ionization chamber, X-ray unit*

E-mail: kulikova_jenya@mail.ru