

## КАЛИБРОВКА ПОЛИМЕРНОЙ ПЛЁНКИ GAFCHROMIC EBТЗ НА ЭЛЕКТРОННОМ И ФОТОННОМ ПУЧКАХ

Е.С. Сухих<sup>1,2</sup>, П.В. Филатов<sup>3</sup>, Е.Л. Маликов<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Научно-исследовательский институт онкологии СО РАМН, Томск

<sup>2</sup>Национальный исследовательский Томский политехнический университет, Томск

<sup>3</sup>Научно-исследовательский институт патологии кровообращения им. Е.Н. Мешалкина, Новосибирск

Представлены результаты калибровки полимерной плёнки Gafchromic EBТЗ для фотонных и электронных пучков на установках с различной энергией. Исследован постэкспозиционный эффект данной партии плёнок, а также зависимость относительной оптической плотности от ориентации в сканере. Результаты проведенных исследований подтвердили возможность использования плёнки Gafchromic EBТЗ для дозиметрии электронного и фотонного излучения в диапазоне доз 0,2–40 Гр. Полученная калибровочная кривая одинакова для электронов с различной энергией, но различна для фотонов с энергией 10 МВ и 70 кВ (спектр тормозного излучения, генерируемый электронами с энергией 10 МэВ и 70 кэВ).

Ключевые слова: *лучевая терапия, полимерные плёнки Gafchromic EBТ, ионизационные камеры, линейный ускоритель, бетатрон, рентгеновская трубка*

### Введение

В лучевой терапии, которая в настоящее время является одним из основных методов лечения онкологических больных, чаще всего используют электронные и фотонные пучки. Применение же пучков протонов, нейтронов и тяжелых ионов пока не получило широкого распространения в России. В медицинских учреждениях в качестве терапевтических установок для фотонной и электронной терапии, как правило, используются линейные ускорители, работающие в диапазоне энергий электронов от 4 до 22 МэВ. Несмотря на то, что современный линейный ускоритель позволяет генерировать как фотонный, так и электронный пучок, для лечения злокачественных новообразований преимущественно используют фотонный пучок, даже в случаях облучения только приповерхностного распространения опухолевого

процесса [1]. Причиной такого положения дел является, во-первых, исторически сложившаяся практика использования фотонных пучков гамма-терапевтических аппаратов. Второй причиной является большое рассеяние электронного пучка в конденсированных средах, что может привести к облучению больших площадей здоровых тканей, чем при фотонном облучении. Третьей важной причиной является сложность проведения качественного терапевтического планирования облучения, так как моделирование прохождения электронных пучков требует использования алгоритмов Монте-Карло, которые являются достаточно ресурсозатратными [2].

Широкое использование фотонных пучков в клинической практике привело к тому, что их дозиметрия, включая методическое обеспечение, хорошо исследована и отработана, а типы, формы и принципы работы детектирую-

ских устройств весьма разнообразны. В настоящее время в дозиметрии фотонных пучков широко применяются 2D-дозиметры, позволяющие оперативно измерять дозовое распределение в поперечном сечении пучков. В качестве 2D-дозиметров чаще всего используются матричные дозиметры на основе массивов ионизационных камер или твёрдотельных детекторов, а также рентгенографические плёнки. Плёночная дозиметрия является привлекательным методом для измерения распределения поглощенной дозы в тканезквивалентном фантоме, верификации разработанных схем терапевтического облучения, контроля качества характеристик радиационных полей, таких как, соответствие между световым и радиационным полем, плоскостность поля и симметрия.

В последнее время плёнки стали обязательным инструментом в клинической дозиметрии [3, 4]. Полимерные радиохромные плёнки серии Gafchromic EBТ™ [5, 6] являются тканезквивалентными, водонепроницаемыми, имеют субмиллиметровое пространственное разрешение и могут быть установлены в различных фантомах без нарушения электронного равновесия, что обуславливает возможности их использования в клинической практике.

Как было отмечено ранее, использование электронных пучков в клинической практике ограничено. При этом электронные пучки эффективны при проведении интраоперационной лучевой терапии [1] и для облучения поверхностно расположенных опухолей. Для использования подобных пучков необходимо, в первую очередь, проводить прецизионную дозиметрию. Одним из эффективных методов такой дозиметрии может стать использование полимерных плёнок семейства Gafchromic EBТ, учитывая, что, по данным производителя, имеется возможность применения данных плёнок для регистрации электронных пучков. Подобные пленки могут использоваться не только для измерения поперечного профиля пучка, но и продольного (глубинного) распределения поглощенной в фантоме дозы, что особенно важно при дозиметрии электронных пучков [3, 4].

Учитывая особенности предыдущего поколения плёнок EBТ2, которые имели достаточно большую неоднородность характеристик в разных партиях, перед практическим использованием нового поколения плёнок EBТЗ необходимо провести детальное измерение их характеристик. Дополнительный интерес представляет исследование характеристик плёнок

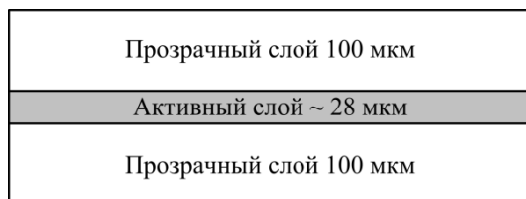
для дозиметрии электронных пучков для использования в интраоперационной лучевой терапии (ИОЛТ), которая достаточно часто используется в НИИ Онкологии СО РАМН (Томск) и для дозиметрии пучков в рентгеновском диапазоне энергий (40÷400 кэВ), которые могут использоваться в интраоперационной терапии, в лечении поверхностных злокачественных новообразований, а также в фотонозахватной терапии.

В данной работе представлены результаты калибровки полимерных плёнок Gafchromic EBТЗ, т.е. зависимость относительного потемнения плёнки от поглощенной дозы в диапазоне (0,11÷40)Гр для фотонного пучка с энергиями 10 МВ и 70 кВ, в диапазоне доз (0,11÷30) Гр для электронного пучка с энергиями 2 МэВ и 10 МэВ. Помимо калибровки были проведены также методические исследования свойств плёнок для проверки данных производителя: исследован постэкспозиционный эффект, т.е. зависимость потемнения пленки после облучения в зависимости от времени сканирования после облучения, а также зависимость отклика сканера от ориентации плёнки при сканировании. Полученные результаты подтверждают высокую эффективность данных пленок в диапазоне доз от 0,11 до 40 Гр.

## Материал и методы

Калибровка плёнок Gafchromic EBТЗ проводилась на трех различных источниках излучения: линейном ускорителе Elekta Axesse для электронов с энергией 10 МэВ и фотонов с энергией 10 МВ, на бетатроне с выведенным электронным пучком с энергией 2 МэВ и на рентгеновском аппарате РАП-160-5 с энергией фотонов 70 кВ.

Структура последней модели дозиметрической плёнки Gafchromic EBТЗ состоит из одного активного слоя номинальной толщины 28 мкм (рис. 1), покрытого активными компонентами, маркирующим слоем, стабилизаторами и другими дополнительными веществами. По данным производителя эти вещества позволяют плёнке быть практически энергетически независимой и предотвращают образование интерференционных колец Ньютона при сканировании. Активный слой, располагается между двумя прозрачными слоями из полистирола. Таким образом, плёнка 3-го поколения является симметричной, в отличие от плёнок



**Рис. 1.** Структура полимерной плёнки Gafchromic EBТЗ

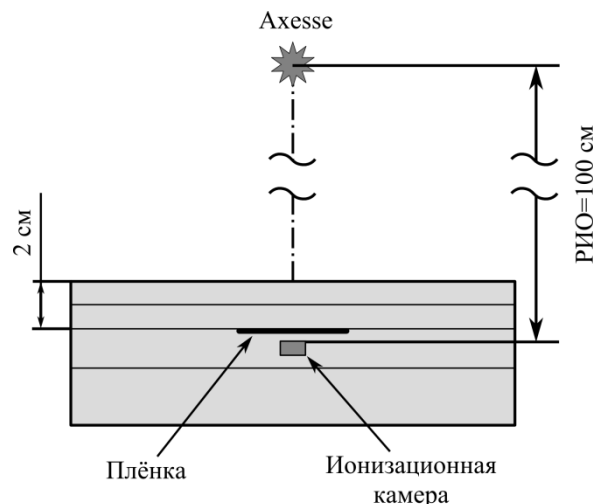
предшествующего поколения EBТ2. В работе использовались плёнки из партии #A04041202 с полной толщиной 0,23 мм, которая может варьироваться в зависимости от партии к партии [5]. Диапазон измеряемых доз согласно технической документации составляет (0,01÷40) Гр.

Контрольное измерение дозы проводилось с помощью различных ионизационных камер (плоскопараллельных и цилиндрической) в твердотельном фантоме. Измерения дозы как для фотонного, так и для электронного пучка проводились в соответствии с международными протоколами [7–14].

### Облучение плёнки на линейном ускорителе Elekta Axesse

Эксперимент был проведен на линейном терапевтическом ускорителе Elekta Axesse (Новосибирский научно-исследовательский институт патологии кровообращения им. акад. Е.Н. Мешалкина, г. Новосибирск). В ходе эксперимента была проведена калибровка плёнки при облучении фотонным пучком с энергией 10 МВ в диапазоне доз 0,5÷40 Гр и электронным пучком с энергией 10 МэВ в диапазоне доз 0,5÷30 Гр. На рис. 2 показана геометрия облучения плёнок и измерения поглощенной дозы в данном эксперименте.

Облучение плёнок размером 5×5 см производилось при стандартных условиях: размер поля 10×10 см для равномерного облучения, расстояние источник – ось ионизационной камеры (РИО) 100 см. Мощность дозы ускорителя составляла 460±50 МЕ/мин. Каждая плёнка укладывалась в твердотельном фантоме (фантом для MatriXX (Ser.№13042, IBA Dosimetry, Германия), плотность пластика 1,062 г/см<sup>3</sup> [15]) на глубине дозного максимума с учётом плотности фантома перпендикулярно оси пучка [7–10].



**Рис. 2.** Схема облучения плёнки EBТЗ на линейном ускорителе фотонным и электронным пучком излучения

Поглощенная доза, доставляемая плёнке, измерялась клиническим дозиметром DOSE1 [16] и цилиндрической ионизационной камерой типа Farmer FC65–P S/N 2519, предназначенной для абсолютной дозиметрии фотонного и электронного пучка в диапазоне энергий 1,3÷50 МэВ. Диаметр камеры 6,5 мм, активный объем – 0,65 см<sup>3</sup>. В эксперименте использовалась специальная пластина для установки камеры, которая позволяет точно фиксировать положение камеры при измерениях без колпачка. Толщина материала фантома между плёнкой и ионизационной камерой была равна 2 мм. С учётом эффективной точки измерения ( $P_{эфф} = 0,5r_{полости}$ ) для цилиндрических камер, расстояние источник – поверхность (РИО) составляло 97,5 см [7–15].

Согласно международному протоколу TG–51 по определению поглощенной дозы в воде  $D_w^g$  (твердотельном фантоме) по калибровочному фактору поглощенной дозы в воде  $N_{D,w}$ , поглощенная доза для фотонного пучка определяется следующим образом [7, 13]:

$$D_w^g = (M_{raw} \times P_{TP} \times P_{ion} \times P_{pot} \times P_{ecl}) \times k_G \times N_{D,w}^{60Co}, \quad (1)$$

где  $M_{raw}$  – нескорректированное значение заряда (Кл), измеренного ионизационной камерой в точке измерения на глубине  $d_{max}$  в воде для данного количества мониторинговых единиц (МЕ);  $P_{TP}$  – поправка на температуру и давление, которая приводит полученное значение к стандартным условиям окружающей среды, при которых проводилось калибровка данного типа ионизаци-

ционной камеры;  $P_{ion}$  – поправка на неполную эффективность сбора ионов (процесс рекомбинации);  $P_{pol}$  – поправка на эффект полярности;  $P_{ecel}$  – поправка, которая учитывается в формуле только в том случае, если камера и электрометр калибровались отдельно друг от друга (в нашем случае камера и электрометр калибровались совместно и, следовательно,  $P_{ecel}=1$ );  $N_{D,W}^{60Co}$  (Гр/Кл) – калибровочный коэффициент поглощённой дозы в воде для референсного вида излучения (гамма-излучение  $^{60}Co$ ), который указывается в паспорте камеры производителем;  $k_g$  – фактор качества пучка, который учитывает отличие калибровочного коэффициента поглощённой дозы в воде для измеряемого пучка излучения относительно  $N_{D,W}^{60Co}$ .

Величина фактора качества пучка  $k_g$  зависит от фактора  $\%dd(10)_x$  фотонного пучка (фотонная компонента процентной глубинной дозы фотонного пучка на глубине 10 см при размере поля  $10 \times 10$  см на поверхности водного фантома, РИП = 100 см, без учёта влияния загрязняющих электронов в пучке) для цилиндрических камер, а также зависит от геометрии и материала ионизационной камеры. В международном протоколе TG-51 приводятся таблицы и графики по определению фактора качества пучка в зависимости от  $\%dd(10)_x$ . Для использовавшегося линейного ускорителя Elekta Axesse при энергии фотонов 10 МВ  $\%dd(10)_x=73\%$  и, следовательно, для данного типа камер  $k_g=0,985$ .

Для определения поглощённой дозы в воде, создаваемой электронным пучком, используются следующим выражением [7, 13]:

$$D_W^Q = (M_{raw} \cdot P_{TP} \cdot P_{ion} \cdot P_{pol} \cdot P_{ecel}) \cdot P_{gr} \cdot k'_{R50} \cdot k_{ecal} \cdot N_{D,W}^{60Co}, \quad (2)$$

где  $k_{ecal}$  – фотонно-электронный конверсионный фактор, который фиксирован для определённой модели камеры (его табличное значение может быть найдено в протоколах [7, 9]);  $P_{gr}$  – поправка на градиент ионизации в точке измерения, который для цилиндрической камеры зависит от радиуса рабочего объёма камеры (для плоскопараллельной камеры эта поправка равна 1);  $k'_{R50}$  – электронный конверсионный фактор качества, который является функцией глубинного распределения дозы, а именно зависит от значения  $R_{50}$  (глубина, на которой максимальное значение дозы в глубинном распределении уменьшается в два раза). Поскольку

мы использовали цилиндрическую камеру ( $r_{FC-65P}=3,25$  мм) для измерения поглощённой дозы в фантоме, то поправка на градиент ионизации в точке измерения вычисляется следующим образом [7]:

$$P_{gr} = [M_{raw}(d_{ref} + 0,5r_{полости})] / [M_{raw}(d_{ref})], \quad (3)$$

где  $d_{ref}$  – референсная глубина точки измерения для данного типа камеры и при данной энергии электронного пучка, которая определяется по формуле [7–9]:

$$d_{ref} = 0,6 \times R_{50} - 0,1 \text{ (см)}. \quad (4)$$

Измерения поглощённой дозы электронного пучка должны проводиться на глубине  $d_{ref}=2,36$  см ( $R_{50}=4,1$  см в твёрдотельном фантоме) [7, 12]. В глубинном распределении дозы для электронного пучка 10 МэВ наблюдается небольшое изменение величины поглощённой дозы (не более 3 %) на глубине от 2,1 мм до 2,7 мм. Исходя из этого, плёнка располагалась на глубине 2,2 мм, а цилиндрическая ионизационная камера на глубине 2,4 мм (с учётом эффективной точки измерения, глубина положения точки измерения камеры 2,67 мм от поверхности фантома), предполагая, что они получают одинаковую поглощённую дозу.

Электронный конверсионный фактор качества для электронных пучков определяется как [13]:

$$k'_{R50} = \frac{\left[ \left( \frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{air}^w \cdot P_{cav} \cdot P_{wall} \cdot P_{cel} \right]_Q}{\left[ \left( \frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{air}^w \cdot P_{cav} \cdot P_{wall} \cdot P_{cel} \right]_{60Co}}, \quad (5)$$

где  $\left( \frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{air}^w$  – отношение тормозных способностей воды к воздуху (табличные данные [5, 6]);  $P_{cav}$  – поправка на замену водной среды воздушной полостью (т.е. изменение флюенса или спектра электронов из-за введения воздушной полости);  $P_{wall}$  – поправка на неводоэквивалентность материала стенки камеры;  $P_{cel}$  – поправка на эффект центрального электрода на отклик полости (для цилиндрических камер табличные данные, для плоскопараллельной камеры этот коэффициент равен 1). В протоколе TRS-277 приведены табличные данные для произведения  $P_{wall}$  и  $P_{cav}$  для цилиндрических и плоскопараллельных камер [9, 12].

### Облучение плёнки на электронном пучке бетатрона

В эксперименте использовался выведенный электронный пучок бетатрона с энергией 2 МэВ (Национальный исследовательский Томский политехнический университет). Калибровка плёнок проводилась в диапазоне доз от 0,11 до 0,82 Гр. Схема облучения плёнок и измерения поглощённой дозы на электронном пучке бетатрона представлена на рис. 3.

Перед началом облучения плёнок, с помощью ионизационной камерой была получена кривая глубинного распределения дозы в твёрдотельном фантоме RW3 Slap Phantom T29672 (плотность полистирола 1,045 г/см<sup>3</sup> [17]) на расстоянии 20 мм от выходного фланца до поверхности фантома (РИП), при размере поля 40 мм в диаметре. В данном эксперименте использовалась плоскопараллельная камера РТW 23343 Freiburg Markus для абсолютной дозиметрии электронных пучков в диапазоне энергий 2÷45 МэВ, активный объем – 0,055 см<sup>3</sup> [18]. В качестве монитора использовался стандартный дозиметр АТ5350/1 (дата поверки – 27.09.12). Мощность дозы составила 1,21 мГр/с на поверхности фантома. По кривой глубинного распределения дозы были определены  $R_{50}=5$  мм и глубина референсной точки измерения  $d_{ref}=2$  мм.

Плёнка располагалась перпендикулярно оси пучка электронов в твёрдотельном фантоме на глубине 1 мм, поскольку доза с 0,5 мм до 2 мм менялась не более чем 3 % для пучка электронов данной энергии. За плёнкой, вплотную, устанавливалась камера без колпачка в специальной пластине фантома для точной фиксации при измерении поглощённой дозы. Глубина

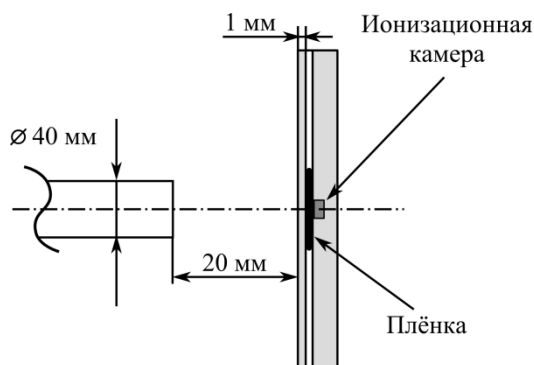


Рис. 3. Схема облучения плёнок на бетатроне

референсной точки измерения для камеры при этом составляла 1,7 мм от поверхности фантома с учётом смещения на 0,5 мм от внутренней поверхности переднего электрода по направлению к заднему электроду для плоскопараллельных камер и толщины плёнки.

### Облучение плёнки на рентгеновской трубке РАП-160-5

В данном эксперименте плёнки облучались рентгеновским пучком с энергией 70 кВ, в диапазоне поглощённых доз от 0,11 до 2,8 Гр. Схема облучения плёнок и измерения поглощённой дозы на рентгеновской трубке представлена на рис. 4.

Расстояние от фокуса рентгеновской трубки до детектора составляло 200 мм, размер поля 30 мм в диаметре на поверхности твёрдотельного фантома RW3 Slap Phantom T29672. В качестве детектора использовалась плоскопараллельная камера РТW-Freiburg Markus № 23342, предназначенная для измерения воздушной кермы в воздухе. Для данной камеры диапазон регистрируемых энергий фотонов составляет 7,5÷75 кэВ; активный объем – 0,02 см<sup>3</sup>[19].

Камера устанавливалась в специальной пластине фантома, которая предназначена для точной её фиксации, по центру оси пучка. Перед камерой вплотную закреплялась плёнка. Согласно рекомендациям стандартных протоколов [7,14] для данной геометрии облучения при энергии рентгеновского излучения 70 кВ была определена толщина слоя половинного ослабления для алюминиевого фильтра, которая составила  $СПО(Al)=1,5$  мм. Мощность воздушной кермы после фильтра, измеренная камерой, составляла 6,14 мГр/с.

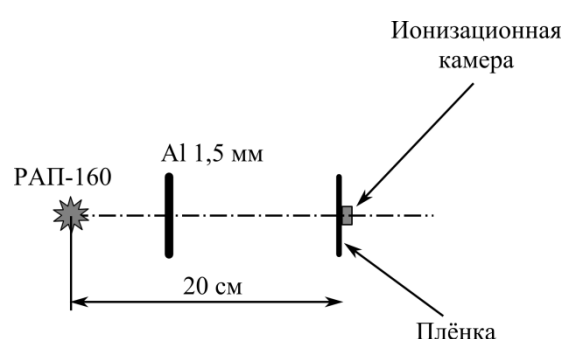


Рис. 4. Схема облучения плёнок на рентгеновской трубке

В области низких энергий рентгеновского излучения (меньше 100 кВ) поглощённая доза в воде определяется путём измерения кермы в свободном воздухе с помощью ионизационной камеры при отсутствии материала фантома и умножения соответствующих коэффициентов (выражение 7) [14]. Стандартная точка измерения располагается на оси пучка, на поверхности твёрдотельного фантома (т.е.  $d=0$  мм).

$$D_{W,z=0} = M \cdot N_K \cdot B_W \cdot P_{stem,air} \cdot \left[ \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}^w \right]_{air}, \quad (7)$$

где  $M$  – показание камеры (Кл), которое скорректировано на температуру и давление, а также на эффект рекомбинации и на эффект поляризации;  $N_K$  – калибровочный фактор по воздушной керме для данного качества пучка (70 кВ);  $B_W$  – фактор обратного рассеяния, который учитывает эффект рассеяния от материала фантома (вода);

$\left[ \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}^w \right]_{air}$  – отношение средних массовых

коэффициентов поглощения энергии для воды и воздуха, усреднённое по падающему спектру фотонов;  $P_{stem,air}$  – фактор поправки на ножку камеры, который учитывает изменение в рассеянии фотонов между калибровкой и измерением (главным образом из-за изменения в размере поля). Поскольку размер поля при калибровке равен размеру поля при проведении данных измерений, то данный коэффициент равен  $P_{stem,air} = 1$ ).

Поскольку данная плоскопараллельная камера калибровалась на рентгеновском пучке 30 кВ, необходимо определить калибровочный фактор по воздушной керме для рентгеновского пучка с энергией 70 кВ. Зная фактор качества пучка  $k_Q=0,971$ , который даётся в калибровочном сертификате, можно определить калибровочный фактор по формуле 8 [7]:

$$N_K^{70кВ} = k_{Q70кВ} \times N_K^{30кВ}. \quad (8)$$

## Результаты и обсуждение

### Ориентация плёнки и режимы сканирования

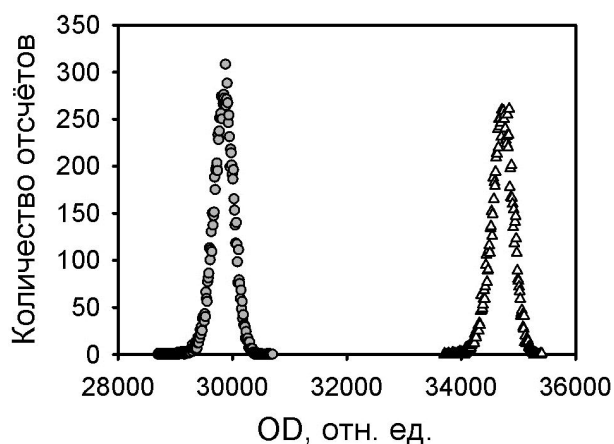
Из-за наличия длинных полимерных цепей в активном слое плёнки последняя может

действовать как оптический поляризатор [20–23]. Это приводит к тому, что величина измеренной дозы при сканировании оптической плотности зависит от ориентации плёнки (портретная или ландшафтная) относительно направления сканирования. Нужно отметить, что коммерчески доступные планшетные сканеры не способны контролировать поляризацию света, и поэтому производитель рекомендует проводить сканирование в ландшафтной ориентации (т.е. короткая сторона плёнки ориентирована параллельно к направлению сканирования).

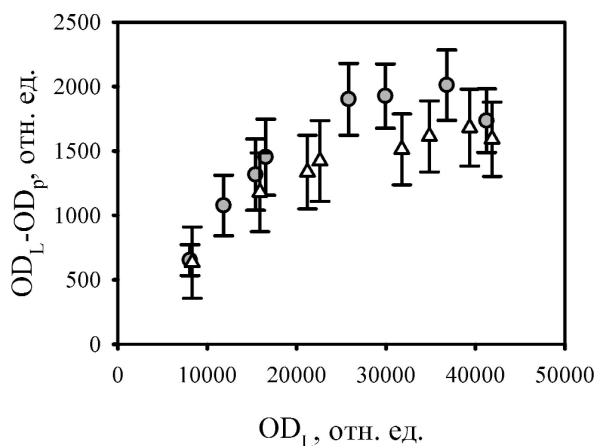
Для проверки ориентационной зависимости использовались плёнки, облученные разными дозами (см. далее). Плёнки были отсканированы в режиме пропускания с глубиной цвета 48 бит (3 цветовых канала по 16 бит) и с разрешением 150 точек на дюйм (dpi) в ландшафтной и портретной ориентации. В данной работе в качестве денситометра использовался цветной планшетный сканер Epson Perfection V750 Pro. Особенностью данного сканера формата А4 является разрешение до 6400×9600 dpi [24]. Для оценки оптической плотности (меры относительного прохождения видимого света через образец) после сканирования выбиралась центральная часть плёнки, для которой строилась гистограмма распределения количества отсчётов в зависимости от оптической плотности для всех трех цветовых каналов. Типичный пример гистограммы для красного и зеленого каналов приведен на рис. 5. Синий канал практически не реагирует на облучение, поэтому результаты для данного канала не приведены. Полученные гистограммы аппроксимировались распределениями Гаусса. Центр распределения использовался в качестве оценки оптической плотности.

На рис. 6 представлен график зависимости величины относительной оптической плотности от режима сканирования плёнок, а также показана зависимость разности оптической плотности, полученной в ландшафтной и портретной ориентации ( $OD_L - OD_P$ ) от оптической плотности в ландшафтной ориентации  $OD_L$  для красного и зелёного каналов. Погрешности измерений, отложенные на рис. 5, были получены из ширины распределения Гаусса (среднеквадратичное отклонение), определенной из гистограмм.

Из рис. 6 видно, что сканирование в ландшафтной и портретной ориентации даёт разный результат по относительной оптической



**Рис. 5.** Пример гистограмм распределения относительной оптической плотности для облученной плёнки. Серые кружки – красный канал, белые треугольники – зелёный канал



**Рис. 6.** График зависимости относительной оптической плотности от режима сканирования. Серые кружки – красный канал, белые треугольники – зелёный

плотности. Таким образом, перед началом сканирования необходимо выбрать одно определённое положение плёнки относительно направления сканирования. При этом во всех процедурах использования плёнки следует придерживаться одной определенной ориентации плёнки. В наших исследованиях мы использовали ландшафтную ориентацию плёнки, что согласуется с рекомендациями производителя.

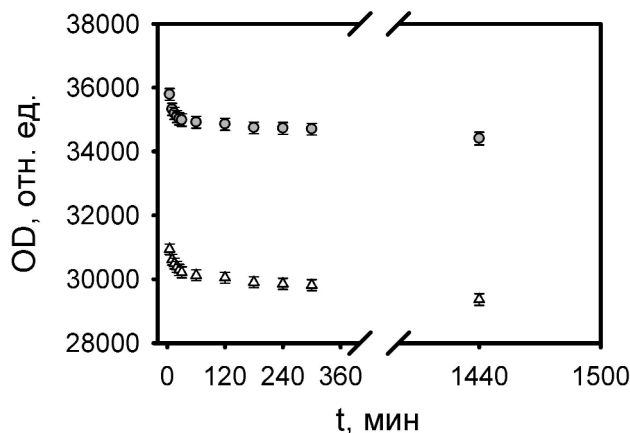
### Постэкспозиционный эффект

Одним из главных недостатков предшествующих поколений полимерной плёнки является постэкспозиционный эффект, т.е. время, затрачиваемое на процесс полимеризации после облучения для полного формирования

оттенка цвета, соответствующего величине поглощённой дозы. Для 1-го поколения ЕВТ1 требовалось не менее 2 ч для завершения процесса, после чего можно было приступать к сканированию [4, 6, 20–23]. Протоколы по сканированию плёнки ЕВТ2 предлагают сканировать по истечению 8 ч после облучения, поскольку это время считается достаточным для завершения потемнения плёнки до полного насыщения. Однако по данным работ [6, 22] потемнение плёнки наблюдалось даже через 5 дней, хотя и с гораздо меньшей скоростью, чем в первые 24 ч. Поэтому плёнки поколения ЕВТ2 желательно сканировать через сутки, с дальнейшей проверкой через 5 дней.

В рамках данной статьи мы изучили постэкспозиционный эффект изменения спектра поглощения полимерной плёнки модели ЕВТ3. Плёнка сканировалась каждые пять минут после облучения в течение первых 30 мин. Далее сканирование повторялось каждый час (в течение 5 ч), а затем через 24 ч. Последнее сканирование проводилось через 5 суток.

На рис. 7 показана зависимость оптической плотности для красного и зелёного канала от времени между облучением и сканированием. Как видно из графика, относительная оптическая плотность плёнки изменяется в течение первого часа с большой скоростью, а далее изменение происходит медленнее вплоть до 24 ч. Сканирование через 5 суток дает оптическую плотность, совпадающую с плотностью после 24 ч в пределах неопределенности. Таким образом, выдержка 24 ч может считаться оптимальной при использовании плёнок. Однако для изучения этого эффекта в деталях необходимы дополнительные исследования.



**Рис. 7.** Постэкспозиционный эффект плёнки Gafchromic ЕВТ3. Белые кружки – красный канал, серые кружки – зелёный канал

**Калибровка плёнки**

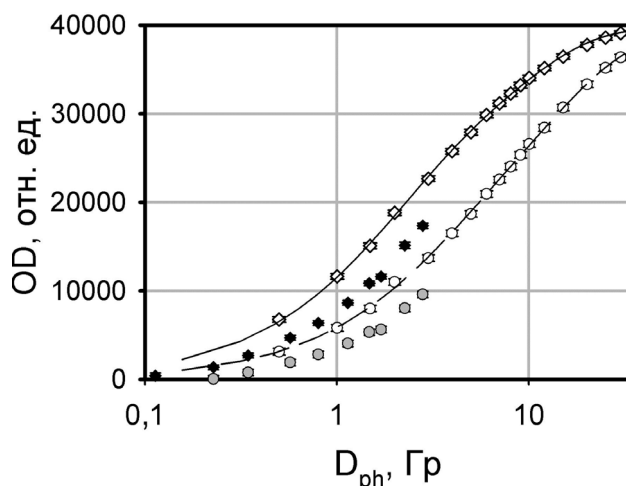
Процедура калибровки полимерной плёнки заключается в определении зависимости оптической плотности от поглощённой дозы и получения калибровочной кривой. Доза, которая поглощается в активном слое плёнки, вызывает изменение оптической плотности. Калибровочная кривая строилась в виде разницы между оптической плотностью фоновой плёнки и облученной плёнки в зависимости от дозы облучения. Все плёнки были отсканированы в режиме сканирования “на просвет” для позитивного типа плёнки с разрешением 150 dpi и глубиной цвета 48 бит. Все плёнки сохранялись в формате TIFF без сжатия, т.к. этот режим предназначен для работы с 48-битными изображениями.

Полученные калибровочные зависимости аппроксимировались функциями вида:

$$OD(D) = a(1 - e^{-bD}) + b(1 - e^{-cD}), \quad (9)$$

где  $OD$  – оптическая плотность после вычета фона,  $D$  – доза в Гр,  $a, b, c, d$  – параметры подгонки.

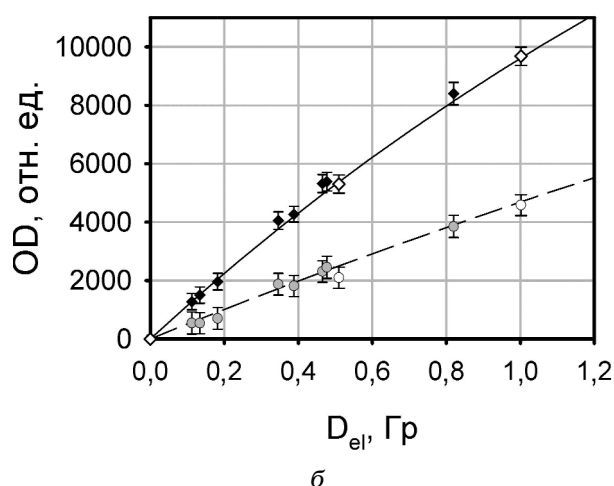
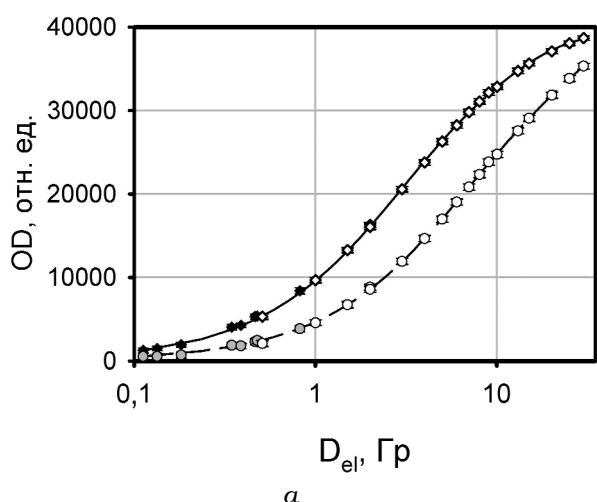
Калибровочные кривые для плёнок, облученных на линейном ускорителе Elekta Axesse фотонами с энергией 10 МВ, представлены на рис. 9 белыми ромбами для красного канала и белыми кружочками для зелёного канала. На этом же рисунке представлены результаты измерения на рентгеновском аппарате с энергией 70 кВ (черные ромбы – красный канал, серые кружочки – зелёный канал). Полученные ка-



**Рис. 8.** Калибровочная кривая для фотонного пучка. Белые ромбыки – красный канал для 10 МВ фотонного пучка; белые кружки – зелёный канал для 10 МВ фотонного пучка; чёрные ромбыки – красный канал для 70 кВ фотонного пучка и серые кружки – зелёный канал для 70 кВ фотонного пучка. Сплошная кривая – аппроксимация функцией (8) для красного канала, штрихованная – для зелёного

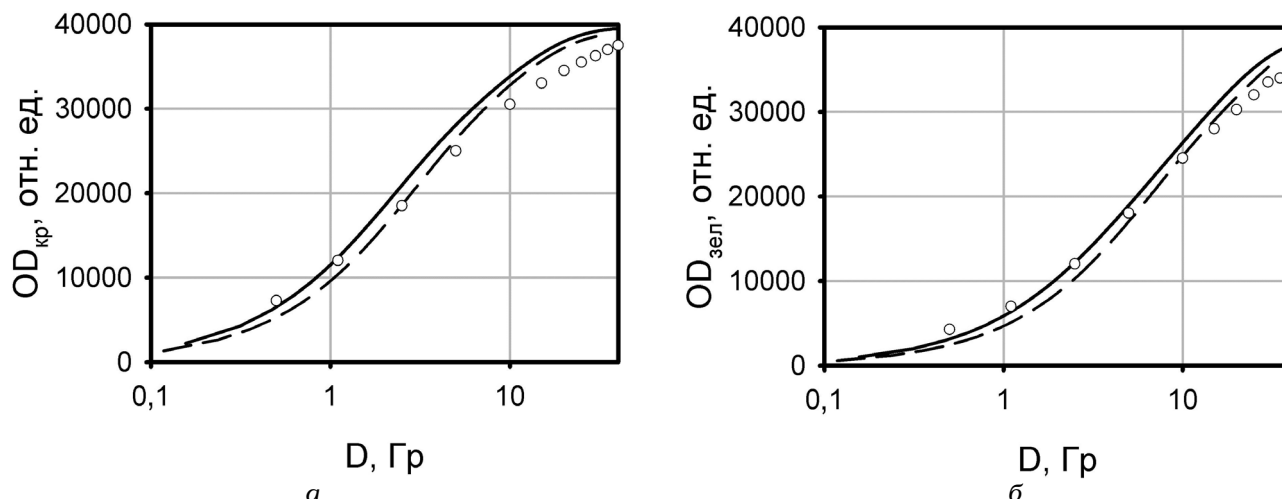
либровочные зависимости были аппроксимированы функциями вида (9), которые также показаны на рис. 8: сплошная кривая для красного канала и штрихованная кривая – для зелёного.

Как видно из рис. 8, для фотонного пучка с энергией 10 МВ и 70 кВ наблюдается значительное расхождение в значении относительной оптической плотности при одинаковой по-



**Рис. 9.** Калибровочная кривая для электронного пучка. Белые ромбыки – красный канал для 10 МВ электронного пучка; белые кружки – зелёный канал для 10 МВ электронного пучка; чёрные ромбыки – красный канал для 2 МэВ электронного пучка и серые кружки – зелёный канал для 2 МэВ электронного пучка. Сплошная кривая – аппроксимация функцией (8) для красного канала, штрихованная – для зелёного





**Рис. 10.** Сравнение калибровочных кривых. Сплошные кривые – фотоны 10 МВ, штрихованные кривые – электроны, белые кружки – данные производителя; а – красный канал, б – зелёный канал

глющённой дозе как по красному, так и по зелёному каналам. Несмотря на такое несоответствие, которое не согласуется с заявлениями производителя о слабой энергетической зависимости плёнки, видно, что плёнка может использоваться для измерения доз в диапазоне 0,2–40 Гр. Измерение плёнкой меньших доз может приводить к очень большой неопределённости из-за неоднородности структуры самой плёнки и режима работы сканера.

На рис. 9а представлены калибровочные кривые, полученные при облучении плёнки электронами с энергиями 2 и 10 МэВ. Белые ромбы показывают результаты для электронов с энергией 10 МэВ, полученные для красного канала, белые кружки – для зелёного канала. Черные ромбы показывают результаты для электронов с энергией 2 МэВ для красного канала, серые кружки – для зелёного. Кривые показывают результат аппроксимации функцией (8): сплошная кривая для красного канала, штрихованная – для зелёного. Рис. 9б показывает подробнее участок до 1 Гр.

Из рис. 9 видно, что данные, полученные для электронов с энергиями 2 и 10 МэВ, совпадают в пределах неопределённости. Это позволяет использовать плёнку в всем диапазоне энергий электронов, которые могут применяться для интраоперационной терапии.

На рис. 10 калибровочные кривые, полученные для электронов и для фотонов с энергией 10 МВ, сравниваются между собой и с данными производителя. Рис. 10а показывает зависимость для красного канала, рис. 10б – для зелёного.

Из рис. 10а и 10б видно, что калибровочные кривые, полученные в ходе эксперимента для электронов и фотонов, совпадают между собой достаточно хорошо. Для красного канала это совпадение находится в пределах неопределённости, для зелёного канала совпадение несколько хуже. При этом следует отметить, что калибровочные кривые для нашей партии плёнки отличаются от данных производителя, что подтверждает факт того, что каждая партия плёнок должна тщательно калиброваться перед использованием.

## Заключение

В данной работе были исследованы характеристики одной партии полимерной плёнки Gafchromic EBТ3 для дозиметрии электронных пучков с энергией 10 МэВ и 2 МэВ и фотонных пучков с энергиями 10 МВ и 70 кВ. Для данных пучков были получены калибровочные кривые – зависимость изменения относительной оптической плотности плёнки от поглощенной дозы для зелёного и красного каналов. Полученные зависимости показали, что отклик плёнки одинаков для электронов с энергиями 2 и 10 МэВ, но существенно отличается для фотонов с энергиями 70 кВ и 10 МВ. Калибровочные кривые для электронов и фотонов с энергией 10 МВ достаточно хорошо совпадают между собой, причём для красного канала это совпадение лучше, чем для зелёного. Полученные калибровки качественно совпадают с характеристиками производителя.

Плёнка может использоваться для измерения доз в диапазоне 0,2–40 Гр, тогда как измерение плёнкой меньших доз может приводить к очень большой неопределённости из-за неоднородности структуры самой плёнки и режима работы сканера.

Также была исследована ориентационная зависимость отклика плёнки, т.е. зависимость от ориентации плёнки относительно направления сканирования, которая подтвердила данные производителя о наличии существенной анизотропии. Рассмотренный постэкспозиционный эффект показал, что сканировать плёнку нужно спустя 24 ч после облучения.

Полученные результаты позволяют сделать следующие выводы об использовании плёнки в клинической практике. Каждая партия плёнки должна калиброваться отдельно для фотонов и электронов в интересующем диапазоне доз и для каждой энергии. Для дозиметрии предпочтительно использовать красный канал. Сканирование плёнки должно проводиться в одной заранее определённой ориентации, причем ландшафтная ориентация представляется более предпочтительной. Плёнки должны выдерживаться одинаковое время (оптимально 24 ч) после облучения как при калибровке, так и при дальнейшем использовании.

Использование плёнки для дозиметрии фотонов рентгеновского диапазона возможно, но из-за различия доминирующих процессов для фотонов этой энергии и фотонов МВ-энергий требуются дополнительные детальные исследования энергетической зависимости отклика плёнки в рентгеновском диапазоне.

Работа была выполнена при частичной поддержке Минобрнауки РФ в рамках ФЦП “Научные и научно-педагогические кадры инновационной России”, грант № 14.В37.21.0775 “Новые методы диагностики пучков заряженных частиц современных ускорителей”.

## Список литературы

1. Мусабаева Л.И. Интраоперационная лучевая терапия – новый метод лечения злокачественных новообразований. // В сб. “Интраоперационная электронная и дистанционная гамма-терапия злокачественных новообразований”. Под. ред. Чойнзонова Е.Л. и Мусабаевой Л.И. – Томск: Изд-во НТЛ, 2006, С. 11–31.
2. Kawrakow I.D., Rogers W.O. The EGSnrc Code System: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. TR PIRS-701, National Research Council of Canada. – Ottawa, Canada, 2000.
3. Schiapparelli P., Zefiro D., Massone F., Taccini G. Total skin electron therapy TSET: A reimplementation using radiochromic films and IAEA TRS-398 code of practice. // Med. Phys., 2010, **37**, No. 7, P. 3510–3515.
4. 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.
5. Gafchromic EBT3 radiochromic dosimetry film – electronic resource – <http://www.gotopeo.com/en/extra/529-peo-presenteert-de-nieuwe-generatie-isp-gafchromic-ebt3>.
6. Slobodan D., Nada T., Zhiyu P. et al. Absorption spectroscopy of EBT model GAFCHROMIC™ film. // Med. Phys., 2007, **34**, No. 1, P. 2207–2214.
7. Peter R.A., Peter J.B., Coursey B.M., W.F. Hanson M. AAPM’s TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. // Med. Phys., 1999, **26**, No. 9, P. 1847–1870.
8. Определение поглощённой дозы при дистанционной лучевой терапии: Международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах единицы поглощённой дозы в воде, № 398. МАГАТЭ, Вена, 2004.
9. Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An adaptation of the IAEA International of Practice, No. 277. IAEA, Vienna, 1998.
10. Khan F.M., Doppke K.P., Hogstrom K.R. et al. Clinical electron-beam dosimetry: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 25. // Med. Phys., 1991, **18**, No. 1, P. 73–109.
11. Gerbi B.J., Antolak J.A., Followill D.S. et al. Recommendations for clinical electron beam dosimetry: Supplement to the recommendations of Task Group 25. // Med. Phys., 2009, **36**, No. 7, P. 3239–3279.
12. Review of date and methods recommended in the international code of practice for dosimetry IAEA technical reports series No. 381, the use of plane parallel ionization chamber in high

- energy electron and photon beams. IAEA, 2000, Vienna, Austria
13. Hug M.S. Practical recommendation of TG-51. Preprint Jefferson Medical College of Thomas Jefferson University, Philadelphia, PA, USA. <http://www.aapm.org/meetings/03AM/pdf/9802-71112.pdf>.
  14. Chair Ma C.-M., Coffey C.W., DeWerd L.A. et al. AAPM protocol for 40–300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology. // *Med. Phys.*, 2001, **28**, No. 6, P. 868–893.
  15. MatriXX Detectors – electronic resource <http://www.iba-dosimetry.com/completionsolutions/radiotherapy/imrt-igrt-rotational-qa/matrixxes>.
  16. Technical description Farmer Type Chamber FC65 P. – electronic resource/ [http://www.elimpex.com/products/radiation-therapy/chambers/FC65-G\\_E\\_0402.pdf](http://www.elimpex.com/products/radiation-therapy/chambers/FC65-G_E_0402.pdf).
  17. Instruction manual RW3 Slab Phantom T29672 and T40006.1.001 D188.131.00/04 2007-07 Chr/zi/Sa.
  18. Technical description Plane Parallel Ionization Chamber Model №23343. – electronic resource – [http://www.cnmcco.com/radPhysics/PDFdocs/parallel/CNMC\\_N23343.pdf](http://www.cnmcco.com/radPhysics/PDFdocs/parallel/CNMC_N23343.pdf).
  19. Technical description Plane Parallel Ionization Chamber Model №23342. – electronic resource – [http://www.cnmcco.com/radPhysics/PDFdocs/parallel/CNMC\\_N23342.pdf](http://www.cnmcco.com/radPhysics/PDFdocs/parallel/CNMC_N23342.pdf).
  20. Gafchromic EBT. Self-developing film for radiotherapy dosimetry/ISP, 2007. <http://online1.ispcorp.com/Gafchromic/content/products/ebt/pdfs/EBTwhitepaper.pdf>
  21. Joannie D., Hugo B., Frederic L. Technical Note: Potential errors in optical density measurements due to scanning side in EBT and EBT2 Gafchromic film dosimetry. // *Med. Phys.*, 2010, **37**, No. 4, P. 1565–1570.
  22. 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
  23. Slobodan D., Jan S., Gyorgy H. et al. Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers. // *Med. Phys.*, 2009, **31**, No. 9, P. 2392–2401.
  24. Характеристики сканера Epson Perfection V750 Pro. – electronic resource – <http://www.epson.ru/catalog/scanners/epson-perfection-v750-pro/>.
  25. Guerda M., Sou-Tung C.T., Ivan D.M., Maria F.C. Energy Dependence of the New Gafchromic EBT3 Film: Dose Response Curves for 50 kV, 6 and 15 MV X-Ray Beams. // *Int. J. Med. Phys., Clinical Engineering and Radiat. Oncol.*, 2012, **1**, No. 60, P. 60–65.

### THE CALIBRATION OF GAFCHROMIC EBT3 BY ELECTRON AND PHOTON BEAMS

Ye.S. Sukhikh<sup>1,2</sup>, P.V. Filatov<sup>3</sup>, E.L. Malikov<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Tomsk Cancer Research Institute, Tomsk, Russia

<sup>2</sup>National Research Tomsk Polytechnic University, Tomsk, Russia

<sup>3</sup>Novosibirsk Research Institute of Circulation Pathology, Novosibirsk, Russia

The results of the calibration of the Gafchromic EBT3 polymer film for photon and electron beams at facilities of various energy, which is then compared with the curves of the manufacturer. Investigated the effect of post-exposure film of the batch, and the dependence of the relative optical density of the orientation of the scanner. The results of these studies support the use of film dosimetry of electron and photon dose range 0.2–40 Gy. The resulting calibration curve is the same for electrons with different energies, but different for photons with an energy of 10 MV and 70 kV.

Key words: radiation therapy, Gafchromic EBT3™ polymer films, cylindrical and plane-parallel ionization chamber, a linear accelerator, betatron, X-ray tube

E-mail: [kulikova\\_jenya@mail.ru](mailto:kulikova_jenya@mail.ru)