

Минобрнауки России
Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого
Институт физики, нанотехнологий и телекоммуникаций
Кафедра «Экспериментальная ядерная физика»

Работа допущена к защите
Заведующий кафедрой
_____ Я.А. Бердников
«___» _____ 2015 г.

ВЫПУСКНАЯ РАБОТА БАКАЛАВРА

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ РАДИОХРОМНЫХ ПЛЕНОК

направление 03.03.02 – Физика

профиль подготовки «Физика атомного ядра и элементарных частиц»

Выполнил
студент гр. 43414/1

М.В. Ефимов

Научный руководитель

М.В. Лаврова

Санкт-Петербург

2015

Реферат

Страниц: 47, рис. 13, табл. 3, 24 источников, прил. 3

ПЛЕНКА РАДИОХРОМНАЯ, ЕВТ2, ЕВТ3, СРАВНЕНИЕ, АНАЛИЗ

Объектом исследования являются радиохромные дозиметрические пленки.

Цель работы — сравнить и проанализировать свойства, характеристики и возможности радиохромных дозиметрических пленок Gafchromic ЕВТ2 и ЕВТ3.

В процессе работы анализировались характеристики радиохромных пленок и возможности их использования в клинической дозиметрии.

В результате проведенного исследования был сделан вывод о том, что радиохромная дозиметрическая пленка ЕВТ3 применима для тех же случаев, что и ЕВТ2, но является более удобной в использовании.

Содержание

Введение	4
1. Отличительные характеристики радиоохромных пленок	5
2. Характеристика радиоохромной пленки EBT2 для использования в радиационной терапии	8
2.1. Краткое сравнение EBT и EBT2.....	9
2.2. Сенситометрические кривые	11
2.3. Энергетическая зависимость	13
2.4. Однородность пленки	15
2.5. Световая чувствительность	16
2.6. Разрезание пленки	19
2.7. Спектры поглощения	21
3. Характеристика радиоохромной пленки EBT3 для использования в радиационной терапии	24
3.1. Калибровка и облучение	24
3.2. Протокол сканирования и анализа.....	25
4. Методы. Эксперименты	27
4.1. Реакция на высокую дозу.....	29
4.2. Ориентация сканера	30
4.3. Изменения, происходящие со временем, после облучения.....	32
4.4. Энергетическая зависимость на ЛТМИ диапазоне и зависимость от мощности дозы.....	34
Заключение.....	37
Список использованной литературы	38
Приложение А. Свойства дозиметрической пленки GAFCHROMIC EBT2.....	41
Приложение Б. Преимущества и особенности радиоохромной пленки EBT3.....	45
Приложение В. Изменение конфигурации при переходе от EBT2 к EBT3.....	46

Введение

В задачи клинической дозиметрии входит определение пространственного распределения поглощенной дозы в полях излучения. В полях нестандартных форм и размеров, а также в областях нарушения электронного равновесия использование широко распространенных стандартных детекторов бывает затруднено или невозможно.

Стандартные методы дозиметрии, не всегда могут быть использованы для решения этих задач или использование сопряжено с трудностями.

Ионизационные камеры дают измерение в точке и не могут предоставить пространственного распределения, необходимого для контура. Использование термолюминесцентных детекторов, пусть даже небольших размеров, является непростой процедурой при измерении одно- или двумерных дозовых распределений. Также они требуют сложной процедуры обработки.

Радиографические пленки также имеют значительные недостатки. Они дают возможность получать пространственное распределение, но чувствительны к дневному свету, нуждаются в проявке, трудно получить абсолютные дозы, нельзя разрезать.

Радиохромные пленки (РХП), обладают высоким пространственным разрешением и не имеют подобных недостатков. Они могут использоваться для определения абсолютного и относительного значения поглощенной дозы облучения. Радиохромные пленки пригодны для работы с гамма- и рентгеновскими лучами, пучками электронов, протонов, ионов, α -частиц и нейтронов, а также могут применяться для измерений, охватывающих широкий диапазон энергий [1].

1. Отличительные характеристики радиохромных пленок

Радиохромные пленки тканеэквивалентны и практически не имеют энергетической зависимости в диапазоне энергий фотонного излучения медицинского линейного ускорителя [2]. Данные о дозе можно получить, используя сканнер планшетного типа с опцией сканирования прозрачных оригиналов.

Наиболее распространенным способом применения, является использование радиохромных пленок в клинике для проверки и подтверждения индивидуальных планов на лечение.

Активный компонент пленок состоит из кристаллов радиационно-чувствительного мономера субмикронных размеров. Когда пленка подвергается воздействию ионизирующего излучения, запускается реакция полимеризации, в результате чего производится краситель-полимер определенного цвета. Количество полимера и глубина изменения цвета зависит от поглощенной дозы в активном слое.

Дозиметрические пленки обычно имеют высокое пространственное разрешение, лучшее, чем у обычных пленок из серебра. Поскольку процесс полимеризации не передается от кристалла к кристаллу, а также отсутствует процесс проявления после воздействия излучения, который мог бы изменить размер или форму частиц, то данные пленки имеют микронное разрешение. Пространственное разрешение ограничено только применяемым при работе оборудованием.

Для проведения измерений экспонированную пленку необходимо оцифровать с помощью денситометра, цветного сканера или спектрофотометра. Наилучший отклик пленки может быть получен при измерении на красной длине волны в диапазоне пика поглощения голубого полимера, т.е. около 675 нм.

Измеряется оптическая плотность. Оптическая плотность (OD) – мера ослабления света прозрачными объектами, либо отражения света непрозрачными объектами. Иначе говоря, оптическая плотность есть мера непрозрачности слоя вещества для световых лучей. Находится как десятичный логарифм отношения интенсивности света, падающего на объект, к интенсивности прошедшего сквозь объект (отразившегося от него)

$$D = \lg \frac{I_{in}}{I_{out}}.$$

Калибровка. Перед калибровкой пленок получают образец дозового распределения. Матрица калибруется в терминах абсолютной дозы по процедуре, которая описана в руководстве по ее использованию. Нулевое значение берется с отсканированной необлученной пленки. Чтобы получить калибровочную кривую, пленки облучаются различными дозами. Пленка помещается в фантом и облучается при тех же условиях, что и матрица.

Стоит отметить, что активное внедрение метода радиохромной дозиметрии в различные области науки, промышленности и медицины, которые связаны с радиационными технологиями происходит на протяжении уже нескольких десятилетий.

Первое время, в связи с низкой чувствительностью, использование дозиметров такого типа было ограничено только лишь промышленным применением, которое требовало проведения дозиметрии высоких доз. К примеру, была продемонстрирована возможность их использования при радиационной дефектоскопии, стерилизации медицинских изделий и материалов, обработке пищевых продуктов [1-3].

Развитие технологий производства радиохромных материалов предоставило возможность значительно увеличить чувствительность данного метода дозиметрии, и как следствие, расширило область его применения на диапазон малых доз. На сегодняшний день радиохромные дозиметры в виде пленок часто используются для проведения процедуры гарантии качества в лучевой терапии с модуляцией интенсивности (ЛТМИ) и брахиатерапии, для

дозиметрии фотонных полей малых размеров в стереотактической лучевой терапии, а также применяются для построения изодозных кривых и глубинных дозных распределений в радиобиологических экспериментах [4].

Помимо упомянутых преимуществ, для получения информации с радиохромных пленок не нужно проводить дополнительную химическую или термическую обработку, как в случае рентгеновских пленок или термолюминисцентных детекторов. Кроме того, в отличие от радиографических пленок используемые радиохромные материалы почти не чувствительны к видимому свету, вследствие чего в процессе работы отсутствует необходимость в дополнительных мерах предосторожности, есть возможность отрезать кусок пленки нужной формы. Сейчас наиболее коммерчески доступны различные типы РХП выпускаемые под брендом GafChromic, фирмой International Specialty Products Inc (США), которая входит в компанию Ashland.

2. Характеристика радиохромной пленки ЕВТ2 для использования в радиационной терапии

Радиохромные пленки ЕВТ2 начали производиться с 2009 году. Появилась необходимость охарактеризовать возможности этих пленок, а также обеспечить точность измерения дозы, схожую с предшествующими ЕВТ-пленками. Характеристика пленки обычно включает в себя получение сенситометрических кривых, которые затем используются как калибровочные, анализ пленки с помощью программного обеспечения для получения карты поглощенной абсолютной дозы, а также исследование энергетической зависимости и анализ поглощенного спектра, который дает информацию о длине волны и количестве света, поглощенного пленкой. Эта информация полезна, так как указывает, какая длина волны наиболее легко поглощается пленкой.

Равномерность пленки – другое важное свойство, которое должно быть исследовано, чтобы установить точность определения дозы при использовании пленки.

В этой части работы рассмотрены дозиметрические возможности использования радиохромных пленок ЕВТ2. В точном приближении, абсолютная доза, полученная пленкой, используется для преобразования в цифровую форму изображений, которые необходимо охарактеризовать.

Характеристика радиохромной пленки ЕВТ2 включает исследование фундаментальных свойств, таких как: энергетическая зависимость, однородность, спектры поглощения, а также получение сенситометрических кривых. Также представляют интерес эффекты от освещенности в комнате, фракционирование дозы и обрезание пленки.

Были измерены эффект рассеяния света, влияние нагрева лампы и эффект поляризации. Получена оптимальная настройка разрешения сканера.

Для оценки возможностей пленок в соответствии с требованиями ЛТМИ были исследованы свойства, такие как зависимость дозы и фракционирование дозы.

2.1. Краткое сравнение ЕВТ и ЕВТ2

Наиболее важное различие между ЕВТ2 и предыдущей моделью – использование желтого красителя в активном слое пленки, пленка преобразуется от светло-желтого до темно-желтого, с последующим переходом к темно-зеленому при увеличении дозы. Когда активный компонент подвергается воздействию радиации, он реагирует с образованием полимера синего цвета с максимумами поглощения около 636 нм и 585 нм. Для человеческого глаза облученная пленка кажется зеленой из-за наличия желтого маркера красителя в активном слое.

Когда RGB-сканер используется для оцифровки пленки, краситель позволяет получать отклик, пропорциональный толщине, тем самым компенсируя небольшие неоднородности пленки. Поскольку краситель желтый, получается хороший сигнал по синему каналу, но в красном канале сигнал отсутствует. Краситель не реагирует на красный канал и таким образом, это не мешает сигналу, полученному в результате воздействия активного компонента. Однако активный компонент дает небольшой отклик в синем канале и это должно быть учтено. Только после этого данные могут быть использованы для компенсации толщины различий.

Неотъемлемый признак RGB-сканера – это возможность получать данные сканирования одновременно по каждому из трех каналов. Это не только удовлетворяет потребность в отдельных сканированиях для каждого канала, но также гарантирует, что значения отклика от всех цветовых каналов находятся в непосредственной пространственной регистрации.

Примерная процедура обработки данных представлена ниже.

1. Сканирование всех пленок в режиме RGB на цветном сканере. Предполагается, что есть одна или более калибровочных пленок и, по крайней мере, одна пленка непосредственно для измерения дозы.

2. Расщепление красных и синих каналов для всех изображений.

3. Преобразование красных и синих изображений из сырых значений сканера в значения «плотности» для создания изображений в пространстве плотности - $I_{red, density}$ и $I_{blue, density}$. Значение плотности = $-\log_{10}(\text{значение сканера}/65535)$

4. Совместная $I_{red:blue, density}$ находится как отношение

$$I_{red:blue, density} = I_{red, density} / I_{blue, density}$$

5. Замеры $I_{red, density}$ и $I_{red:blue, density}$ по калибровочным пленкам.

Получение отклика красного канала и отношения красного канала к синему.

6. Построение графика зависимости плотности красного канала от отношения плотностей красного к синему (хорошо работает полином 2го или 3го порядка). Плотность красного канала = $f(\text{плотность red:blue канала})$

7. Для каждого изображения в red:blue используется функция из пункта 6 для конвертации $I_{red:blue, density}$ в скорректированный красный канал $I_{red, density, corrected}$.

8. Измерение откорректированного красного изображения (или пересчет значений), построение зависимости исправленных значений по красному каналу от дозы: Доза = $f(\text{Значение}_{red, density, corrected})$

9. Используется функция из шага 8, чтобы преобразовать скорректированные изображения по красному каналу $I_{red, density, corrected}$ из значений плотности в значения дозы.

10. Программное обеспечение FilmQA может быть использовано для анализа изображений в соответствии с планами лечения.

Если сравнивать EVT и EVT2, то считается, что EVT2 превосходит EVT, так как менее чувствительна к комнатному освещению и не так страдает от повреждений при разрезании.

В отличие от ЕВТ, ЕВТ2 содержит только один активный слой, который расположен ближе к одной поверхности, чем другой (рис. 1). Слоистый полиэстер и подложка исполняют роль защитного покрытия, которое замедляет диффузию воды. Это позволяет неглубоко погружать пленку в воду.

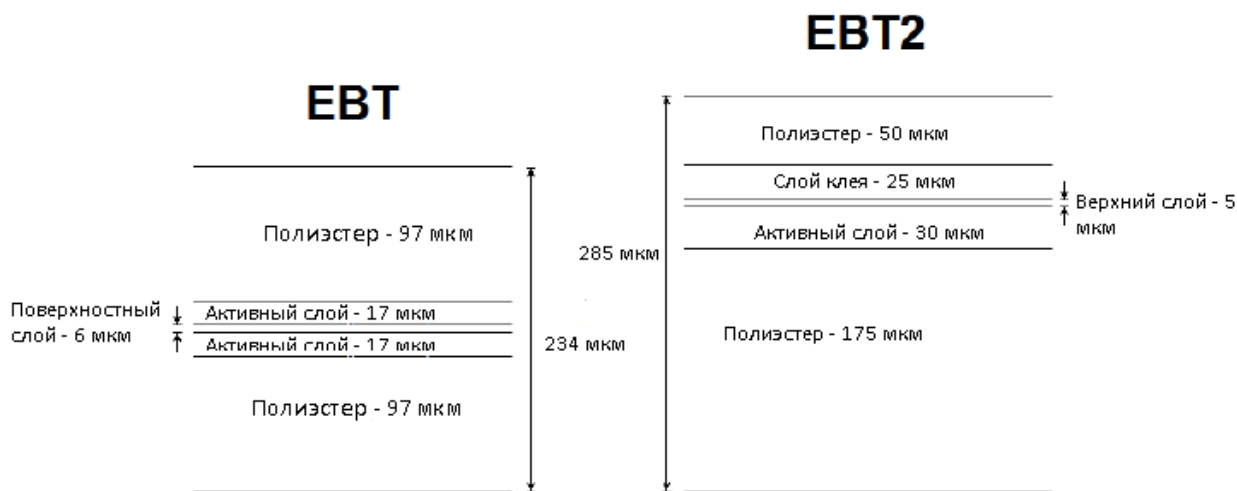


Рис. 1. Сравнение ЕВТ2 и ЕВТ.

Для более детального сравнения сформулируем задачу. Необходимо получить сенситометрическую кривую с помощью пленки ЕВТ2 для разных энергетических пучков, а также сравнить некоторые свойства со старой пленкой (ЕВТ). В свойства входят: энергетическая зависимость, чувствительность к окружающему свету, однородность и поглощение спектра. Также необходимо исследовать повреждения, получаемые пленкой при использовании различных методов резки, для того чтобы сравнить подверженность повреждениям каждой из вариаций пленок.

2.2. Сенситометрические кривые

Пленки ЕВТ и ЕВТ2 разрезаются на 42 маленьких прямоугольника и облучаются дозами от 0 сГр до 1600 сГр ($1 \text{ сГр} = 1 \cdot 10^{-2} \text{ Гр}$), по три кусочка пленки для каждого значения определенного уровня дозы, чтобы уменьшить ошибку, усредняя по трем кусочкам. Пленка считывается через 48 часов после облучения.

Кусочки пленки кладутся в центр сканера, так как если положить их на периферию, это может внести ошибку из-за неоднородности светового поля. Каждый кусочек пленки сканируется 5 раз и первые два отбрасываются за счет времени разогрева сканера. Среднее берется по трем последним сканированиям.

График оптической плотности был построен как функция от дозы для энергий пучков 50 kV, 100 kV и 10 MV (рис. 2).

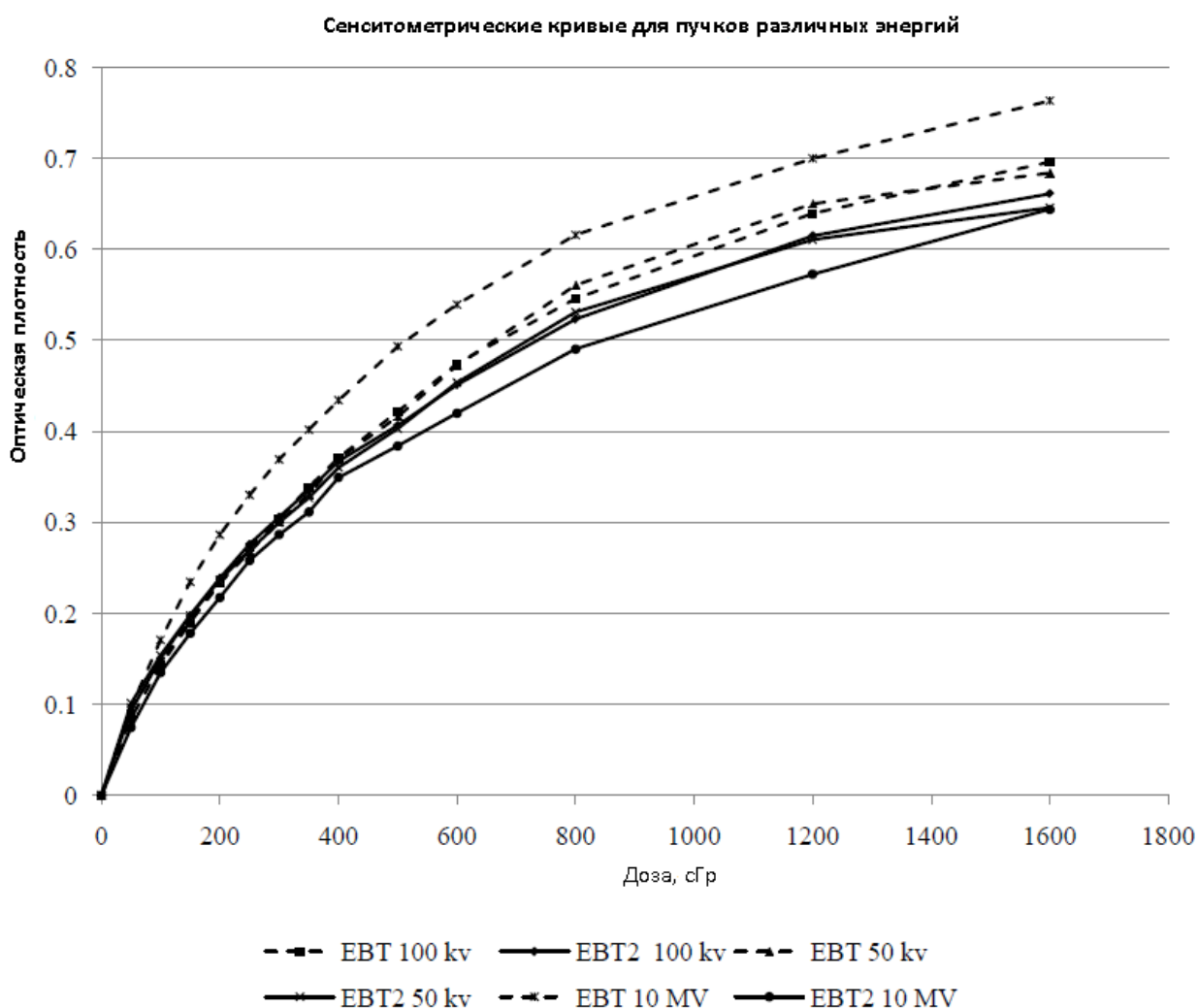


Рис. 2. Сенситометрические кривые для EBT и EBT2 пленок, облученных пучками фотонов с энергиями 50 kV, 100 kV и 10 MV.

Из графика видно, что кривые EBT пленок достигают больших значений оптической плотности, чем кривые, представляющие EBT2 пленки, хотя они были облучены одинаковыми дозами. Это означает, что EBT пленка более чувствительна, по сравнению с EBT2. Более высокая

чувствительность ЕВТ пленки предполагает более толстый чувствительный слой в 34 мкм, по сравнению с 30 мкм у ЕВТ2.

Это также очевидно из того, что энергия пучка влияет на оптическую плотность, при этом предполагается, что ЕВТ и ЕВТ2 обладают энергетической зависимостью. Из сенситометрических кривых, сравнивая их у ЕВТ и ЕВТ2 видно, что ЕВТ2 имеет на 20% меньшую чувствительность, чем предшествующая ей ЕВТ модель.

Оптическая чувствительность увеличивается с ростом энергии для ЕВТ пленки, однако для ЕВТ2 эффект абсолютно противоположный, так для низшей оптической чувствительности энергия составляет 10 MV.

2.3. Энергетическая зависимость

Исследовалась энергетическая зависимость для пленок ЕВТ и ЕВТ2.

27 кусочков от каждой из пленок ЕВТ и ЕВТ2 подверглись облучению дозой 2 Гр. Использовались 9 пучков с энергиями, варьировавшимися между 50 kV и 10 MV.

Пленки сканировали с помощью Epson Expression 10000XL и анализировали по красному каналу. Было измерено значение пиксела. Затем значение пиксела было конвертировано в оптическую плотность. Построен график зависимости энергии пучка от оптической плотности.

Нормализованная оптическая плотность была построена как функция энергии пучка для пленок ЕВТ и ЕВТ2. Оптическая плотность нормировалась по самой высокой энергии пучка. Каждая точка данных представляет собой среднее от числа кусочков пленки, облученных пучками с одинаковыми энергиями. Планки погрешностей обозначают стандартное отклонение между пленками, используемыми в каждой точке полученных данных (рис. 3).

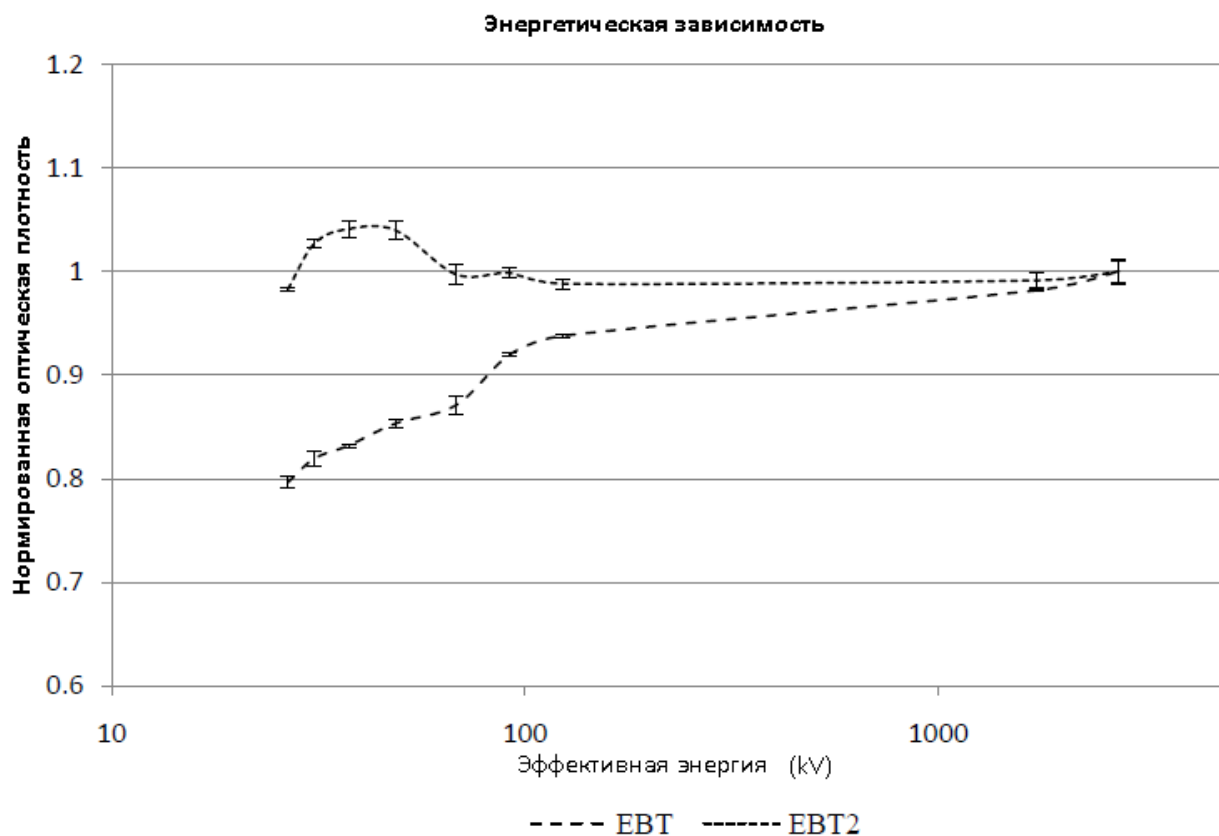


Рис. 3. Энергетическая зависимость пленок EBT и EBT2

Из графика видно, что для пучков, с энергиями менее 400 кВ для EBT и EBT2 пленок, результаты меняются. Значения оптической плотности для EBT2 различаются на 5%, в то время как EBT - на 20%. Выше 400 кВ изменение практически одинаковое – EBT на 5%, а EBT2, в свою очередь, на 2%. Отсюда видно, что пленка EBT2 имеет меньшую энергетическую зависимость по сравнению с EBT пленкой.

В исследовании Фусса [5], было выяснено, что существует незначительная энергетическая зависимость для EBT пленки на энергиях от 6 MV до 25 MV. В дополнение, в исследовании, представленном Бутсоном [6] показано, что энергетическая зависимость в диапазоне от 28 кВ до 18 MV меняется менее, чем на 10%. Представленные здесь результаты демонстрируют изменение, большее, чем 20% для EBT пленки, при значениях энергии ниже 400 кВ.

Такое расхождение можно списать на различия в химическом составе двух пленок.

То, что так оно и есть, было показано в исследовании, проведенном Lindsay P. [7]. Различия энергетических зависимостей для EBT и EBT2 пленок непосредственным образом связаны с химическим составом. Также было обнаружено, что химический состав может меняться от одной партии пленок к другой. Поэтому люди и организации, использующие в своей работе эти пленки, должны независимо друг от друга проверять энергетическую зависимость для каждой партии, пленки которой они используют.

2.4. Однородность пленки

Чтобы количественно определить однородность пленки, три листа от каждой из пленок (EBT и EBT2) подверглись облучению 250 сГр на участок 40см x40см на глубине 10см в резервуаре с водой. После чего они были независимо друг от друга измерены в продольном и поперечном направлении на глубине 10см с использованием ионизационной камеры в водном резервуаре.

Пленки были отсканированы с помощью Epson Expression 10000XL с разрешением изображения 72dpi и 48bit RGB. Пленки были отсканированы в обеих ориентациях («портрет» и «пейзаж»). Анализ проводился только по красному каналу. Сравнили профили от пленки и от ионизационной камеры.

Продольные и поперечные профили для пучков с энергией 6 MV при использовании поля, размером 40см x 40см, были построены с использованием данных пленок EBT и EBT2 и ионизационной камеры. Данные пленок были скорректированы для неравномерного освещения в сканере.

В результате получили, что EBT пленка более однородна, чем EBT2, в некоторых областях пленки EBT2 изменения разнообразны, так, например, на некоторых участках они могут достигать 8%, в то время, как на других – 3%. Очевидно, что для большинства случаев пейзажная ориентация является более единообразной, нежели портретная. В исследовании [8] было

получено, что для одного кусочка пленки EBТ2 равномерно подвергающемуся воздействию, значение пиксела может меняться до 3.7%.

Поэтому рекомендуется EBТ2 пленку сканировать именно в пейзажной ориентации, и проделывать это нужно перед использованием, дабы выявить области со значительными неоднородностями, если таковые имеются, и сделать вывод, обладает ли пленка адекватной однородностью для конкретного случая применения. Рекомендованная процедура, которую предлагает International Specialty Products (ISP) [9], состоит в предварительном сканировании и коррекции отклонений. Devic'ом [10] предложено использовать результат предварительного сканирования в качестве фонового изображения.

2.5. Световая чувствительность

ISP утверждает, что пленка EBТ2 имеет пониженную световую чувствительность по сравнению со своим предшественником EBТ. Для количественного определения потери чувствительности обе пленки подверглись воздействию комнатного освещения. Перед этим 21 кусочек от пленок EBТ и EBТ2 подвергли облучению 50 сГр, а оставшийся 21 кусочек (от каждой пленки) не облучали. После чего сравнили облученные пленки с необлученными.

Все пленки были отсканированы после облучения, а местоположение каждого кусочка пленки на сканере было задокументировано. Затем кусочки пленки были помещены в комнатное освещение. По прошествии 24 часов 3 кусочка от каждой из пленок при дозовых уровнях 0 сГр и 50 сГр были выбраны и отсканированы в той же позиции, в какой они были при первоначальном сканировании. Эта процедура была повторена на 2, 5, 11, 20, 50 день. Оптическая плотность была представлена как функция от дней, прошедших со дня начала сканирования. Сканирование кусочков пленки в одном и том же месте на поверхности сканера позволяет пользоваться

расчетом относительно начального сканирования для устранения неоднородностей освещенности в оптической плотности.

Способ правильного расположения кусочков пленки приведен на рисунке 4.

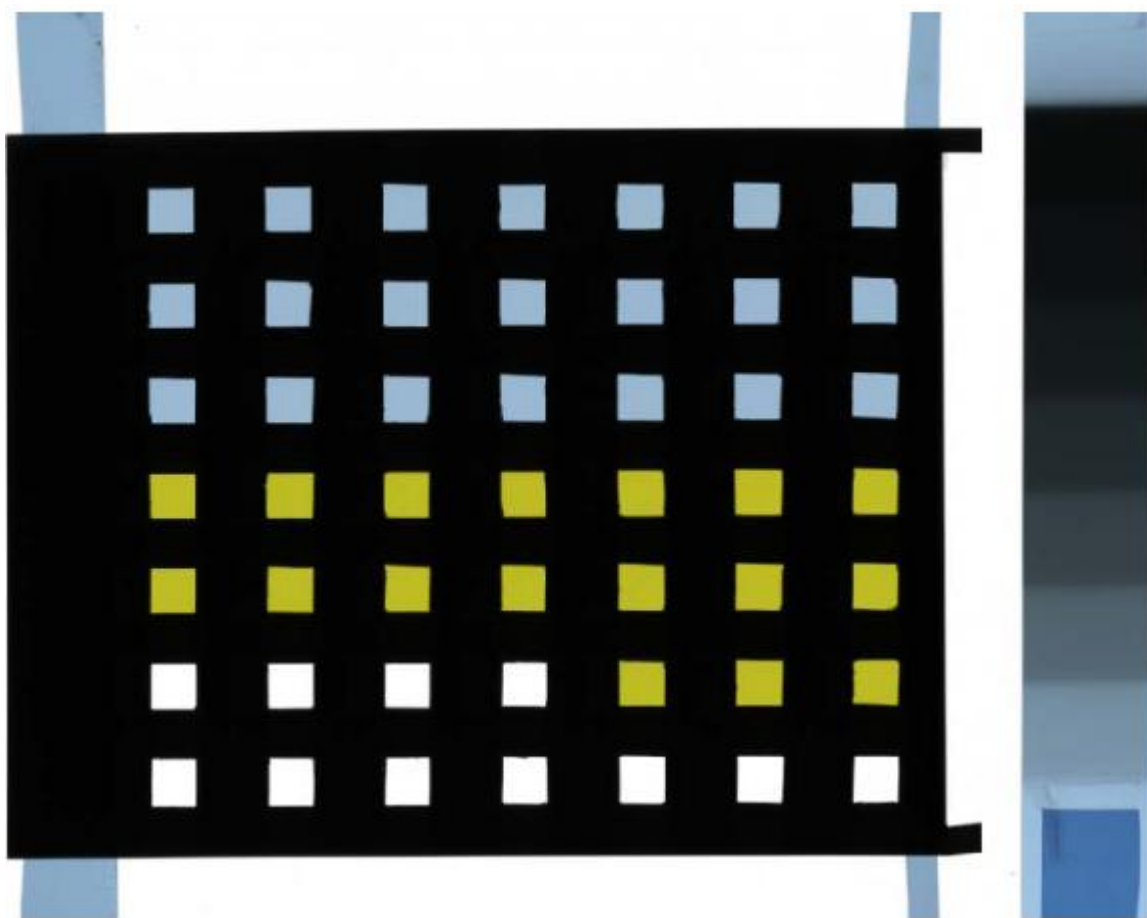


Рис. 4. Расположение кусочков пленки на поверхности сканера

Шаблон использовался для того, чтобы выбирать те же самые места на пленке в течение всего процесса. Калибровочную полосу, которая была прикреплена к сканеру, можно увидеть справа от картинки. Она позволяет следить за работой сканера.

Нормированное значение пиксела построено как функция от количества дней, в течение которых пленка подвергалась воздействию комнатного света. Значения пикселов нормированы на 1 день измерений. Планки погрешностей обозначают стандартное отклонение между значениями пикселов для числа пленок, измеренных на каждой точке данных (рис. 5).

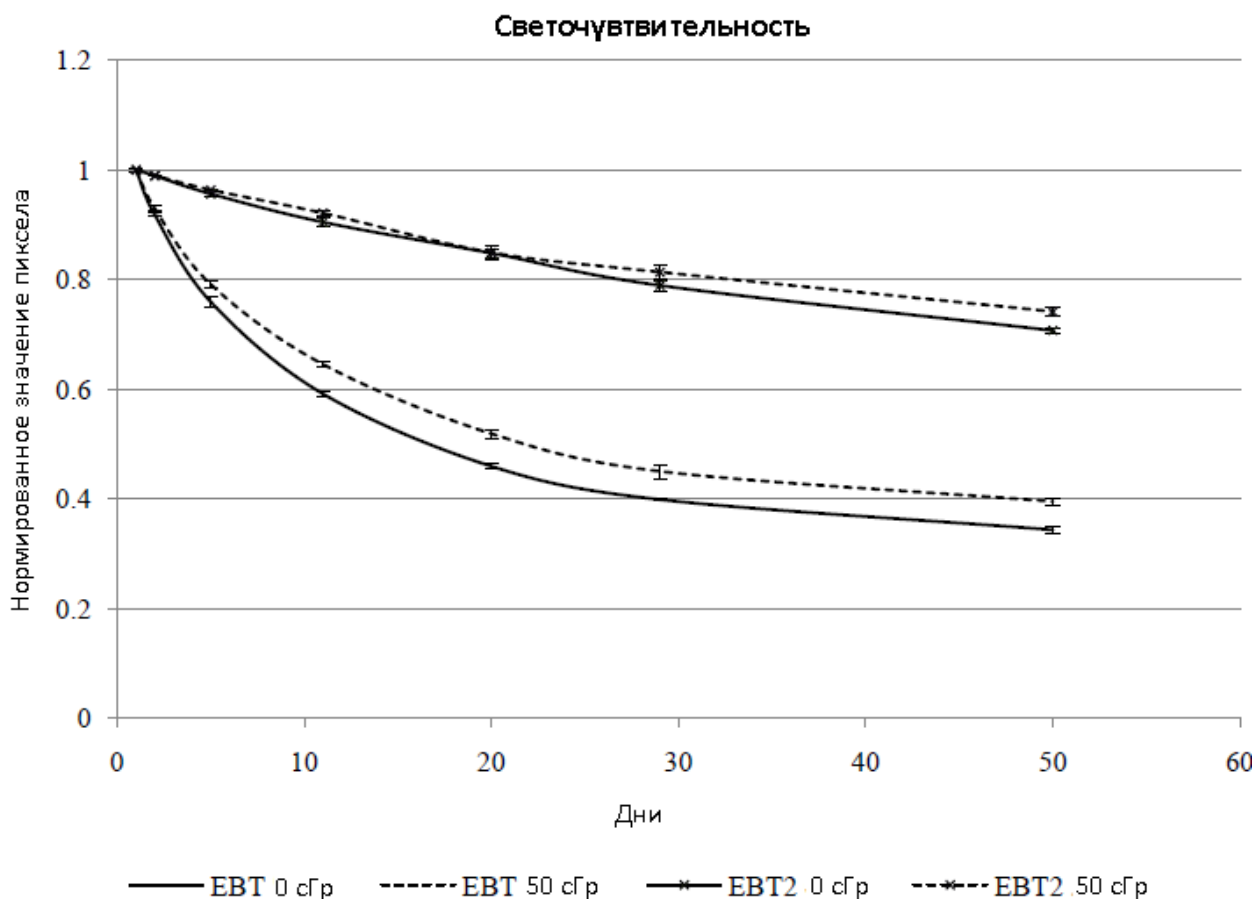


Рис. 5. Чувствительность пленок EBT и EBT2 к освещенности в комнате

Из изображения видно, что для пленки EBT2 чувствительность уменьшается при значении пиксела примерно на 20% меньше, чем для пленки EBT. Эта находка подтверждает заявление компании ISP [9] о том, что пленка EBT2 менее светочувствительна, чем её предшественник. Пленка, которую облучали, выглядит приблизительно на 6% темнее по сравнению с пленкой, которая не подвергалась воздействию.

Потемнение пленок EBT и EBT2, при воздействии на них комнатного освещения, по прошествии 50 дней количественно представлено в таблице 1.

Таблица 1. Эквивалентное изменение дозы через 50 дней для пленок EBT и EBT2

	EBT 0 cГр	EBT 50 cГр	EBT2 0 cГр	EBT2 50 cГр
Изменение через 50 дней	4.6 Гр	4.8 Гр	1.2 Гр	1.9 Гр

Из таблицы видно, что в случае с необлученными пленками, для ЕВТ доза увеличилась примерно в 4 раза больше, чем для ЕВТ2, через 50 дней после того, как их оставили при комнатном освещении. Для пленок, подвергшихся облучению, значение дозы пленки ЕВТ через 50 дней в 2,5 раза больше, по сравнению с ЕВТ2. Считается, что ультрафиолетовый свет от люминесцентных ламп провоцирует химические изменения в пленке [11].

Пленки ЕВТ и ЕВТ2, которые были облучены перед тем как попасть под комнатное освещение, оказались более чувствительны к комнатному свету, соответственно 4% и 37% при измерении дозы. Таким образом, можно сделать вывод, что облученная пленка при воздействии комнатного освещения будет темнеть быстрее. В свою очередь пленка, которую не подвергали воздействию, менее чувствительна, так как процесс поляризации еще не начался [7].

2.6. Разрезание пленки

Чтобы исследовать количество повреждений, причиненных краю пленки, использовались различные виды резки. Две полоски прямоугольной пленки 10см x 3см были облучены дозой 2 Гр, находясь на глубине 10 см под слоем твердой воды при 90 см SSD. Пленка была отсканирована в пейзажной ориентации, а затем её разрезали на квадраты, с помощью скальпеля, ножниц, коробки-резака и гильотины. Затем кусочки пленки положили вместе и отсканировали снова, используя 48bit RGB изображение. Отсканированные кусочки пленки показаны на рисунке 6.

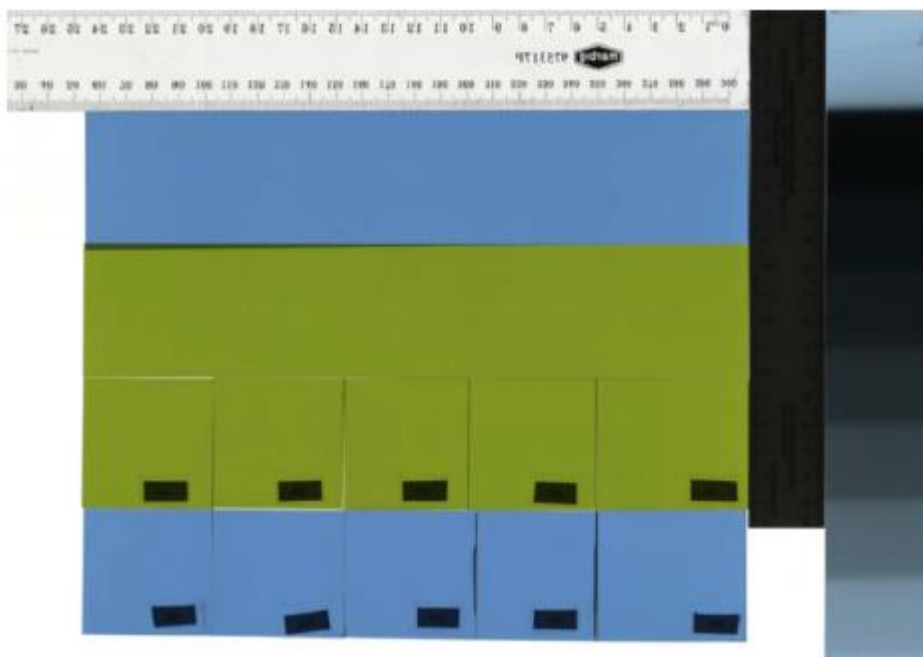


Рис. 6. Кусочки пленки, разрезанные с помощью (слева направо) гильотины, скальпеля, ножниц, коробки-резака

Фрагменты пленки были совмещены так, как они были расположены до того, как их разрезали. Значение пиксела было конвертировано в значение оптической плотности с помощью формулы

$$\begin{aligned} netOD^i(D_j) &= OD_{exp}^i(D_j) - OD_{unexp}^i(D_j) \\ &= \log_{10} \frac{I_{unexp}^i(D_j) - I_{bckg}}{I_{exp}^i(D_j) - I_{bckg}}. \end{aligned}$$

В области разреза содержится пик, возникающий из-за прохождения света через щель. Высота пика зависит от расположения пленок относительно друг друга. Пленки можно расположить так, чтобы было небольшое перекрытие краев. Если большое количество света пройдет между кусочками пленки, пик будет выше и наоборот.

Наиболее важной характеристикой является ширина каждого пика. Из изображений, представленных выше, видно, что наибольшее количество повреждений пленка получает при разрезании ножницами, на втором месте – коробка-резака. Степень повреждений, нанесенных пленке, составляет примерно 3 мм и 2 мм от линии разреза соответственно. Скальпель и

гильотина нанесли меньше всего повреждений. Для них степень повреждений составила около 1 мм от края разреза для обоих.

В исследованиях, проведенных Yu [12] было выяснено, что при использовании ножниц распространение повреждений может достигать 8 мм от линии разреза, однако большинство разрезов ножницами дает повреждение величиной только лишь в 1мм.

2.7. Спектры поглощения

Спектрометр Avaspec-2048 был предложен для измерения спектров поглощения радиохромных пленок. В этом спектрометре используются галогенные лампы, и он может фиксировать длины волн от 327 нм до 1100 нм с разрешением 0.8 нм. Спектрометр работает за счет того, что свет, проходя через тонкую щель окна, попадает на стеклянную призму, где рассеивается, после чего регистрируется с помощью CCD матрицы. Avaspec 2048 имеет CCD матрицу с 2048 пикселями. Для радиохромных пленок ЕВТ и ЕВТ2, которые облучались дозой в 200 сГр, а также для необлученных пленок были измерены коэффициенты отражения с помощью спектрометра. Спектр был построен на графике, где осью ординат является значение поглощения в единицах оптической плотности, а осью абсцисс – длина волны.

Спектры поглощения были построены в единицах поглощения как функции от длины волны для обеих - облученных и необлученных пленок ЕВТ и ЕВТ2 (рис. 7).

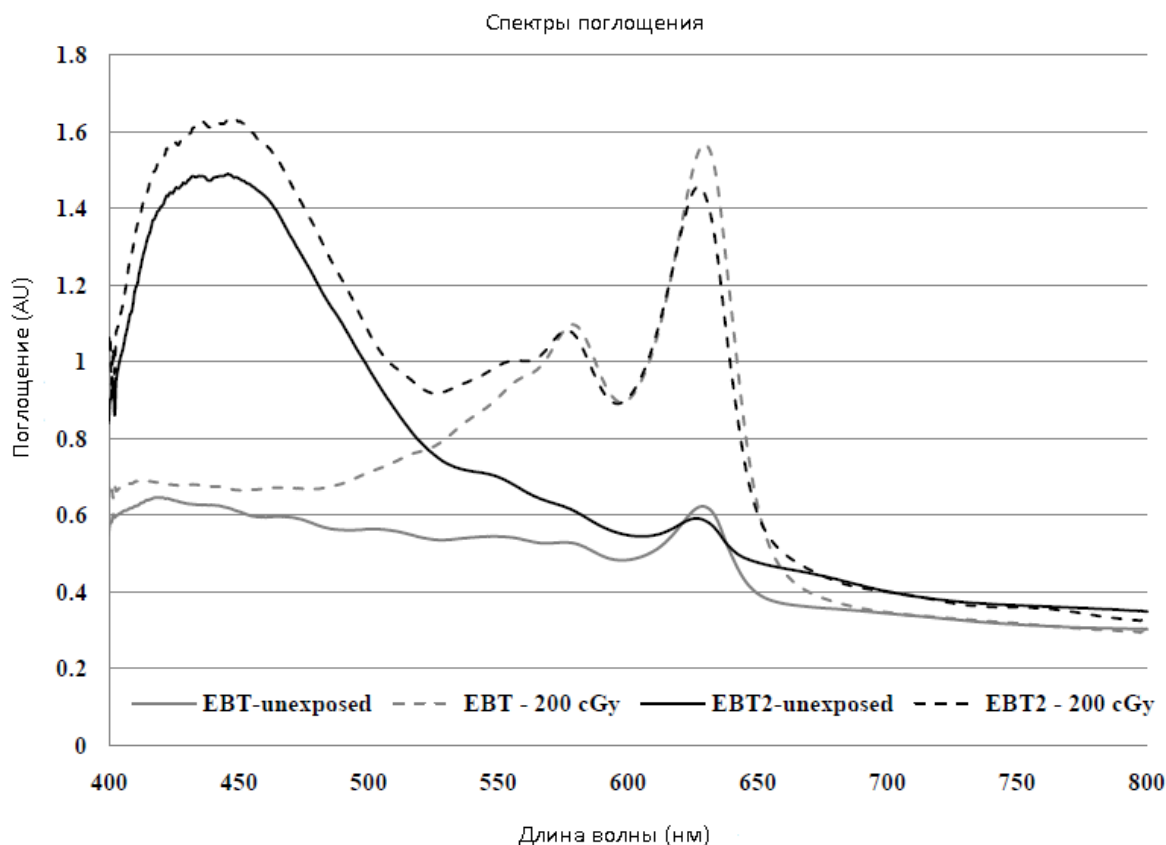


Рис. 7. Спектры поглощения для пленок EBT и EBT2, измеренные с помощью спектрометра Avantes.

Из рисунка очевидно, что EBT и EBT2 имеют высокий пик примерно на 630 нм, что соответствует красному каналу. На графике видно, что этот пик увеличивается после облучения, указывая, что поглотился красный свет, таким образом, красный канал очень чувствителен к радиации.

Высокий пик, относящийся к пленке EBT2, около 440 нм находится в синей области. Эти пики присутствуют на более низких длинах волн, по сравнению с пленкой EBT, для которой пики – 610 нм и 670 нм [10].

Дополнительный пик находящийся примерно на 580 нм для обеих пленок (EBT и EBT2) указывает на то, что обе пленки поглощают зеленый свет во время облучения. Рост синего и зеленого пиков после облучения делает возможным использование этих каналов для считывания пленки.

Представляется возможным использовать для анализа пленки зеленый или синий каналы, а не только лишь красный. После облучения пики

проявляются в спектрах поглощения для красного, зеленого и синего каналов. ISP рекомендует использовать для анализа пленок синий и красный канал. Они показывают, что с помощью разделения на красный и синий каналы, любые неоднородности, образующиеся в пленке в процессе производства, будут устранены. В статье Devic'a [13] говорится, что полезно использовать синий спектр для доз, превышающих 50 Гр.

3. Характеристика радиохромной пленки EBТЗ для использования в радиационной терапии

Используемая пленка - GAFHROMIC EBТЗ, с размерами листов 20.3x25.4см². Пленка была обработана по правилам, описанным в отчете AAPM TG-55[14].

GAFHROMIC EBТЗ – радиохромная дозиметрическая пленка, состоящая из единственного активного слоя, 27 мкм толщиной, содержащего активный компонент, маркерной краски, стабилизаторов и других добавок, которые обеспечивают пленке низкую зависимость от энергии. Желтый цвет красителя уменьшает световую чувствительность от ультрафиолетового излучения и используется в связке с RGB пленочным сканером, что позволяет использовать все преимущества мультисканальной дозиметрии.

Активный слой располагается между двумя другими слоями – прозрачными подложками из полиэстера. Такая симметричная структура устраняет необходимость следить за тем, какой стороной пленка повернута к источнику света сканера. Подложки из полиэстера имеют специально обработанную поверхность, содержащую микроскопические частицы кремнезема для того, чтобы оставался зазор между поверхностью пленки и стеклянным окном планшетного сканера. Размер зазора приблизительно в 10 раз больше длины волны видимого света, таким образом предотвращается возможность формирования интерференционных картин (колец Ньютона) в изображениях, полученных с помощью планшетного сканера.

3.1. Калибровка и облучение

Пленки облучались в наборном пластинчатом фантоме, который состоял из 30x30см² слоев тяжелой воды, с 10 см накопительного материала под и над пленкой. Расстояние от источника до пленки составило 100 см. Образцы пленки были вырезаны (10x12.5см²) и облучены перпендикулярным пучком с энергией 6 МВ двухэнергетического линейного ускорителя Varian

DHX-S, оснащенного Millenium 120 leaf MLC. Размер поля составил 10×10 см².

Откалиброванная ионизационная камера PTW M30001 была вставлена в фантом ниже плоскости пленки, чтобы проверять выход с линейного ускорителя на протяжении процесса облучения и чтобы определить дозу, поставляемую пленке в соответствии с IAEA-TRS 398 протоколом [15]. Чтобы получить калибровочную кривую пленки были облучены различными дозами, а именно: 0, 0.1, 0.3, 0.5, 0.7, 1, 1.5, 2, 2.5, 3, 3.5, 4, 5, 6 и 7 Гр.

3.2. Протокол сканирования и анализы

Планшетный сканер Epson Expression 10000XL и соответствующее программное обеспечение использовались для чтения всех пленок.

При сканировании планшетным сканером на изображении могут возникать разные артефакты: увеличение оптической плотности на краях изображения за счет неоднородности свечения лампы; артефакты, связанные с неравномерностью толщины пленки, а также неравномерностью нанесения активного слоя [16]. Для минимизации эффекта влияния артефактов (неоднородности при считывании из-за рассеяния света лампы сканера, вызванного частицами в активной зоне пленки [17]), 10×12.5 см² картонный шаблон был установлен в сканер на позицию, на которой должна располагаться пленка, в воспроизводимое центральное положение сканера, на поверхность сканирования, которую можно считать однородной. Для подтверждения этого предположения было проведено пять измерений оптической плотности на центральной зоне сканера, в результате чего стандартная ошибка составила менее чем 0,06%.

Изображения получены в режиме передачи и пейзажной ориентации, как рекомендовано производителем, потому что появление артефактов при горизонтальном положении на CCD сканерах меньше, по сравнению с портретной ориентацией [17]. RGB-положительные изображения были собраны при глубине цвета 16 бит, с пространственным разрешением 72 dpi

(72 пиксела на дюйм), соответствующем размеру пиксела $0,35 \times 0,35 \text{ мм}^2$. Изображения сохранялись в графическом формате tiff.

Замеры изображений и анализ проводили в интересующей области (ROI) $1,5 \times 1,5 \text{ см}^2$. В дополнение был получен непрозрачный скан на ту же ROI для учета темнового тока.

Необработанные изображения облученных пленок были отправлены из сканирующей системы в RIT 113 v. 5.2 программное обеспечение для анализа для дальнейшей обработки изображений. Для уменьшения присущего изображениям шума, программное обеспечение предоставляет возможность применения 2D медианного фильтра 5×5 пикселей на отсканированных изображениях на пленке.

Сканер распознает значения, которые были конвертированы для каждого канала в оптическую плотность, а рассчитанная сенситометрическая кривая использует определения, данные Devic'ом [10, 18].

Воспроизводимость планшетного сканера, то есть близость результатов при повторных сканированиях пленок в разное время, составила менее 0.2%.

Неоднородность пленок и различия от пленки к пленке были измерены на трех пленках из одной партии, следуя методу, предложенному Saur'ом [19] и оказались менее 1%.

Общая точность измерений при работе с пленкой EBТЗ была получена с помощью метода, предложенного van Battum'ом [20], который принимает во внимание наиболее выраженные источники неопределенностей в определении дозы (сканер, горизонтальная коррекция, подходящая точность, различия внутри партии, фон, внутренняя неоднородность пленки) и использует анализ распространения ошибок. Общая неопределенность составила 1.7%.

4. Методы. Эксперименты

Измеренная оптическая плотность, соответствующая каждому каналу, определяется из показаний пикселей при различных значениях доз, с помощью способа, предложенного Devic'ом [10, 18] (Рис. 8).

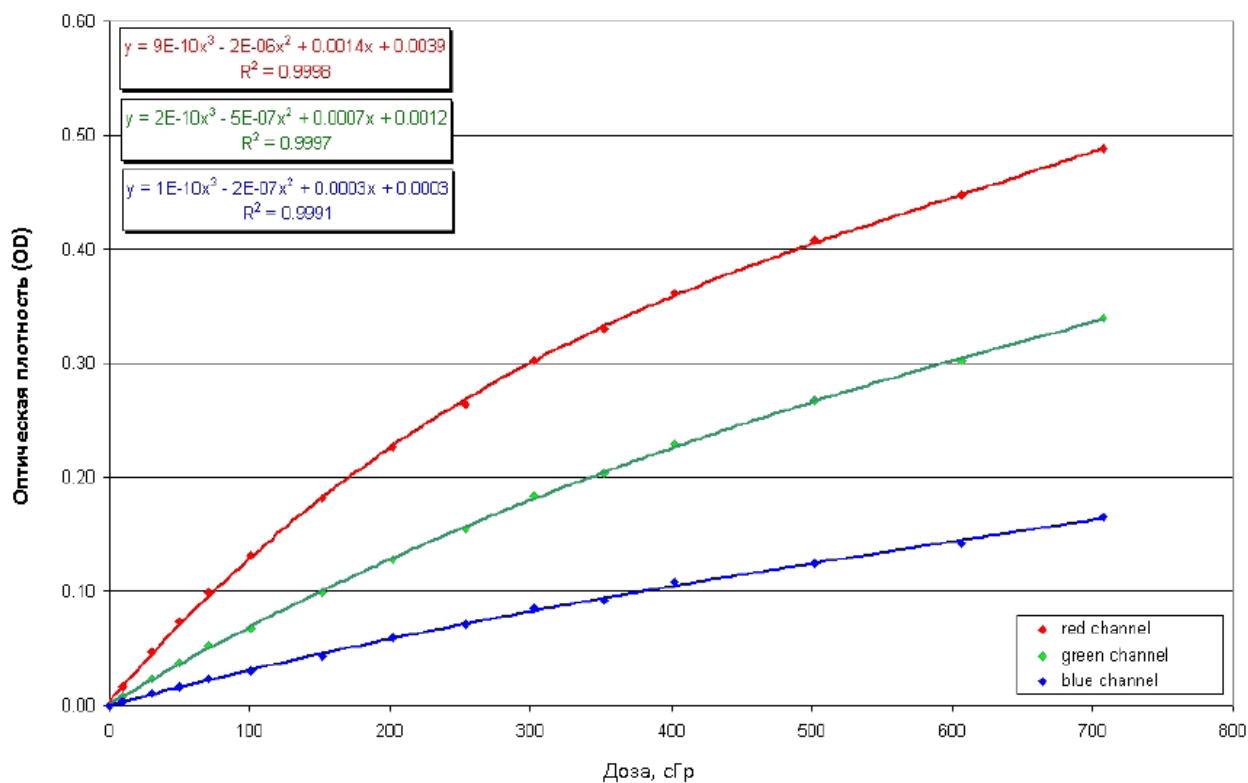


Рис. 8. Калибровочные кривые для пленки ЕВТЗ при дозах до 7 Гр.

Видно, что до 7 Гр красный канал демонстрирует бо́льшую чувствительность, чем зеленый.

Неудивительно, что традиционно в работе с радиохромными пленками применялся метод, по которому с отсканированного изображения читались данные только красного канала. После чего, с помощью данных калибровки, получали дозовое распределение. Известно, что при использовании планшетного сканера, на изображении возможно возникновение разнообразных артефактов, например, рост оптической плотности на краях изображения из-за неоднородности света лампы, артефакты, возникающие из-за неравномерного нанесения активного слоя и неравномерной толщины пленки [16].

Был предложен метод, в котором предлагалось использовать три канала RGB-изображения [16]. Этот метод дает возможность улучшить точность пленочной дозиметрии. Это делается с помощью деления отклика сканера на составляющие, одна из которых зависит от дозы, а другая – нет. Составляющая, которая не зависит от дозы, содержит в себе возмущения значений оптической плотности, возникающие в связи с неравномерным нанесением активного слоя, неравномерной толщиной пленки, неточным расположением пленки при сканировании и латеральными артефактами.

Отклик канала: $X=\{R,G,B\}$.

Оптическая плотность: $d_x = -\lg(X / 2^{16})$

Проблема нахождения дозы по одному каналу в том, что отклик сканера в конкретном пикселе не равен калибровочному усредненному значению, потому что присутствует «возмущение» ΔX (от артефактов), вызывающее «нежелательную» дозу ΔD .

$$d_{X,scan} = \overline{d_x}(D) * \Delta d,$$

где $d_{X,scan}$ - значение, полученное при сканировании, $\overline{d_x}(D)$ - усредненное калибровочное значение, Δd - «возмущение» канала, не зависящее от дозы.

$$\overline{d_x}(D) = -\ln\left(\frac{a+bD}{c+D}\right),$$

где D – доза, Гр, a, b, c – коэффициенты, которые подбираются при аппроксимации.

$$\Delta d(X) = d_{X,scan} / \overline{d_x}(D)$$

Для нахождения значения дозы строится целевая функция [21]:

$$(\Delta d_R - \Delta d_B)^2 + (\Delta d_B - \Delta d_G)^2 + (\Delta d_G - \Delta d_R)^2 \rightarrow \min$$

Искомое значение D оптимизируется так, чтобы значение выражения было минимальным.

4.1. Реакция на высокую дозу

Чтобы исследовать, как поведет себя пленка при высоких дозах, 22 кусочка пленки ЕВТЗ 10x12,5 см² были облучены различными дозами от 0 до 40 Гр. Оптическая плотность была получена для каждого канала, и сенситометрические кривые, а также их первые производные были рассчитаны.

Кривые зависимости от дозы и их первые производные для значений доз до 40 Гр построены на рисунке 9.

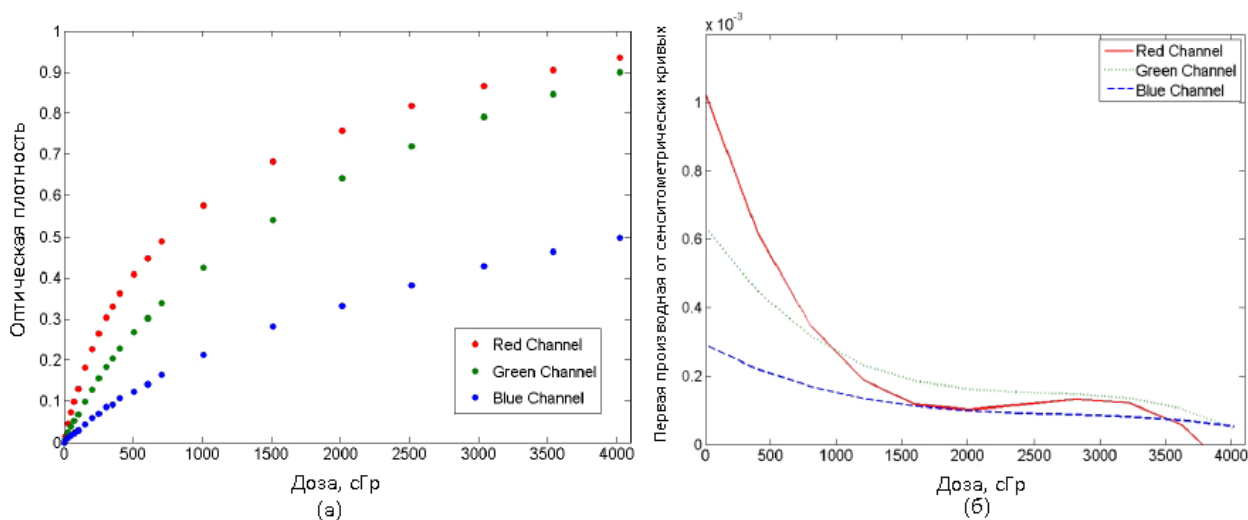


Рис. 9. Зависимость оптической плотности от поглощенной дозы (а) и первые производные сенситометрических кривых для трех цветных каналов (б)

Наибольшие значения (бóльшие значения изменения оптической плотности на единицу дозы) получаются на кривой, чья производная находится выше остальных. Разница в наклоне кривых должна быть приписана различному соотношению между дозозависимой и дозозависимой порцией сигнала в каждом канале.

Результаты подтверждаются данными, опубликованными Andres'ом [22]. Как показано, красный канал имеет наивысшие показания при дозе до 10 Гр. Зеленый канал превышает красный при дозах выше 10 Гр, что указывает на то, что при более высоких дозах приоритетнее использовать зеленый канал. Синий же канал имеет наименьшее значение градиента для любых доз, потому что сигнал имеет слабую дозовую зависимость при более

сильной зависимости от толщины активного слоя. Это делает синий канал менее полезным для измерений дозы по сравнению с остальными каналами.

Стоит отметить, что первая производная от сенситометрических кривых становится отрицательной от уровня дозы, разной для каждого канала. Точка, начиная с которой полиномиальное приближение перестает работать, была получена из сенситометрической функции и значения поглощенной дозы, при котором производная обращается в ноль. Это происходит при 38 Гр для красного канала и при значениях выше 40 Гр для зеленого и синего каналов. Следовательно, делаем вывод, что ЕВТЗ может использоваться при дозах около 40 Гр.

4.2. Ориентация сканера

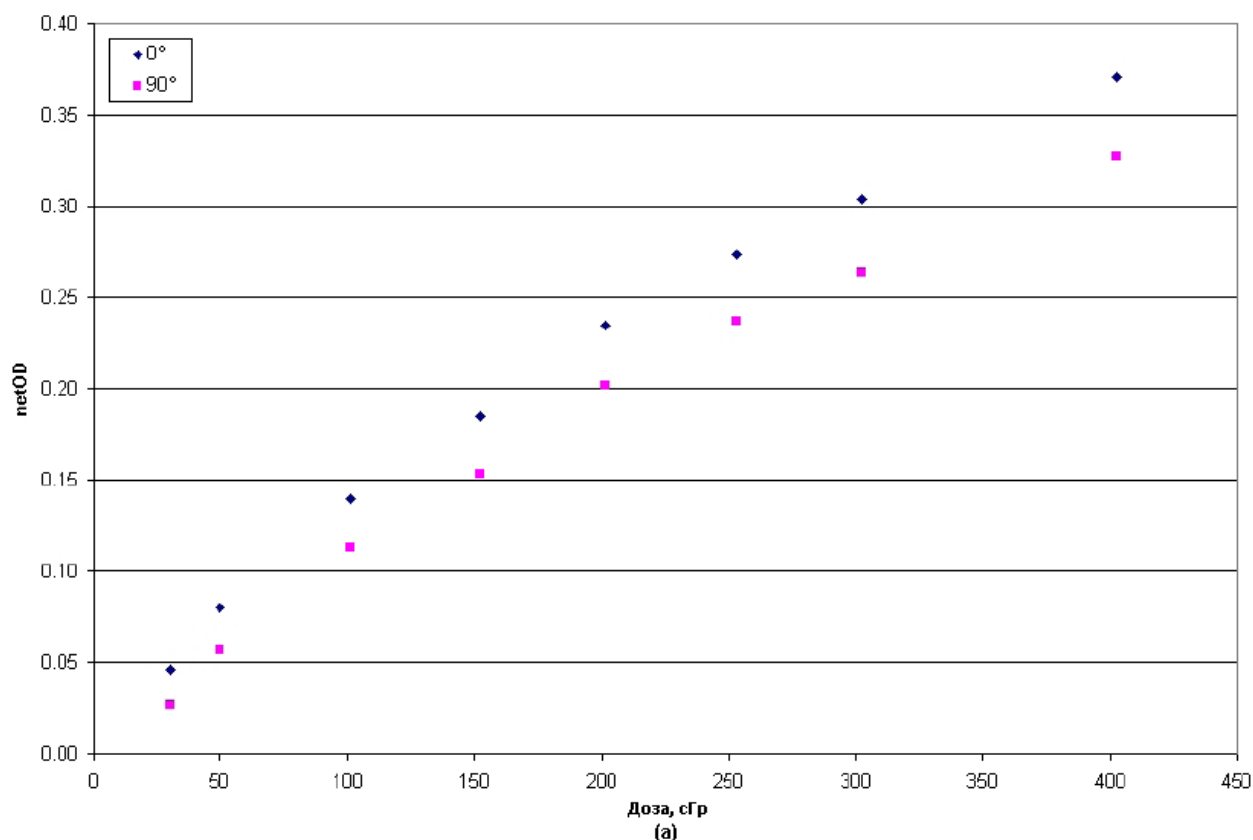
Результат, получаемый при сканировании радиохромных пленок, чувствителен к ориентации пленки на сканере. Такое поведение является результатом анизотропного рассеяния фотонов, излученных сканером при прохождении через полимерную сетку, и поляризации света, передающегося от игловидных частиц активного компонента пленки преимущественно ориентированных параллельно направлению, в котором пленка была покрыта.

Нужно оценить эффект от ориентации пленки на сканере. Восемь кусочков пленки, облученных дозами 0.3, 0.5, 1, 1.5, 2, 2.5, 3 и 4 Гр, были отложены на поверхности сканирования. Затем кусочки пленки перевернули на 180° чтобы исследовать любые эффекты и различия при положениях пленки «лицом» к сканеру и «спиной». Оптическая плотность для каждого случая ориентации была извлечена из $1.5 \times 1.5 \text{ см}^2$ ROI в центре каждого изображения.

Значения оптической плотности, полученные для каждой дозы при различных ориентациях пленки на сканере показаны на рисунке 10. Можно увидеть, что ЕВТЗ пленка демонстрирует различие в 4.5% между значениями оптической плотности для портретной и пейзажной ориентаций (Рис. 10а).

Результаты показывают более низкую зависимость чем те, которые были продемонстрированы Andreas'ом и др. для пленки EBT2 [22] (~7%-9%) хотя и больше чем те, которые были опубликованы Descrosches'ом [23] (~2%). Наоборот, из-за симметричной структуры пленки EBT3, различия от того, какой стороной к сканеру лежит пленка («лицом» или «спиной») были незначительными (менее 0.7% для доз до 4 Гр) (Рис. 10б). Независимость от сканируемой стороны, считается наиболее важным преимуществом пленки EBT3 над EBT2, показавшим различие значений оптической чувствительности между двумя сторонами пленки приблизительно равное 2%, что может существенно влиять на измерения относительной и абсолютной дозы. [23]

На деле, EBT3 пленка может сканироваться любой стороной к источнику света сканера, но в измерениях необходимо заботиться о том, чтобы не перемешать пленки с приобретенной портретной ориентацией с аналогичными пленками с пейзажной ориентацией.



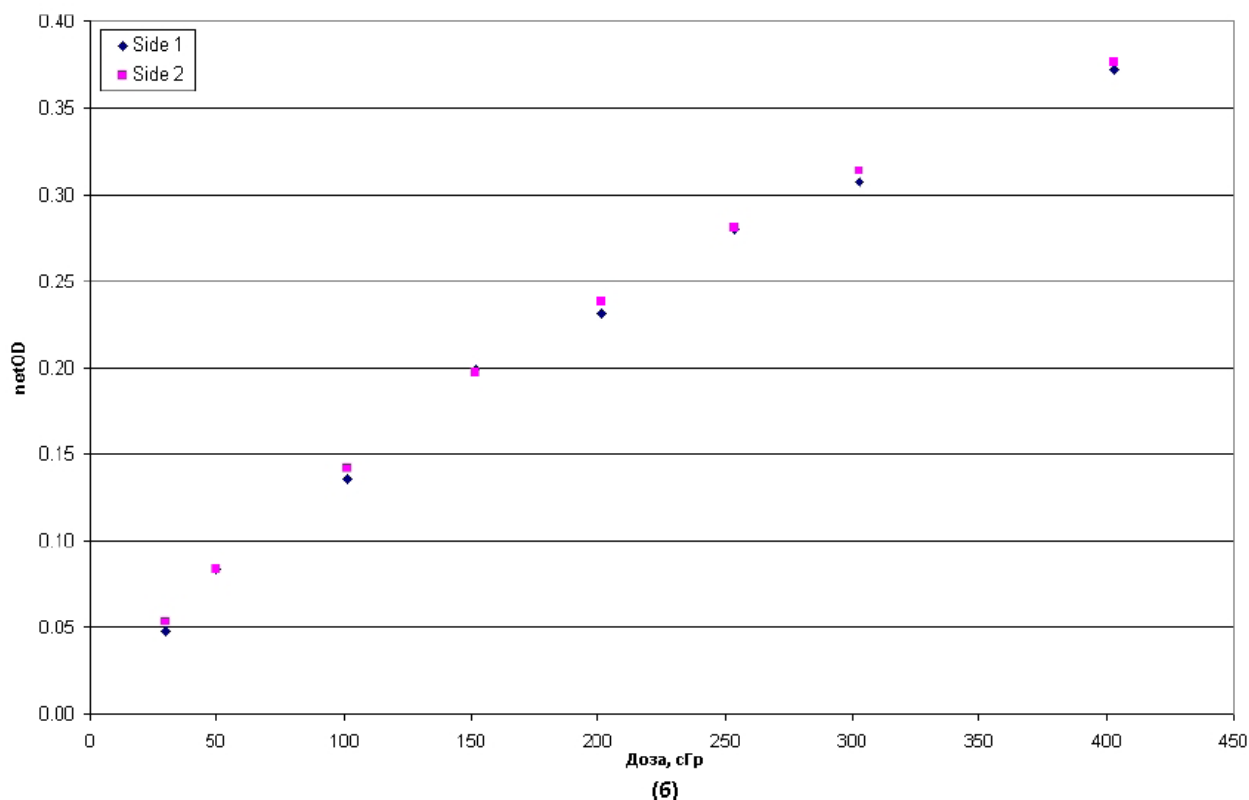


Рис. 10. Зависимость оптической плотности от дозы при различных положениях пленки на сканере

4.3. Изменения, происходящие со временем, после облучения

Пострадиационная окраска пленки ЕВТЗ определяется с помощью времени, в течение которого происходят достаточно малые изменения цвета в пленке, чтобы не привести к значительным ошибкам при использовании в клинике. Оценили результаты сканирования восьми кусочков пленки, облученных на 0.3, 0.5, 1, 1.5, 2, 2.5, 3 и 4 Гр через 72 часа после облучения. Для каждой пленки оптическую чувствительность находили из $1.5 \times 1.5 \text{ см}^2$ ROI и использовали для построения кривой роста оптической плотности как функции времени.

Зависимость значения оптической плотности от времени, прошедшего после облучения, продемонстрирована на рисунке 11. Между 24 часами и 72 часами после облучения различия в значениях оптической плотности были менее чем 0.005 для всех рассматриваемых доз. Сравним изменение значений

оптической плотности, измеренных через 30 мин, 1 ч, 2 ч и 6 ч после облучения с оптической плотностью через 24 часа после облучения. Результаты можно увидеть на рисунке 12.

Как видно, ЕВТЗ пленки демонстрируют такое же поведение, как и ЕВТ2 [13, 22]. По факту, между 1 часом после облучения и 24 часами после облучения различия в значениях оптической плотности были меньше чем 0.010 для всех исследуемых доз, что обуславливает то, что величина отклонений для значений оптической плотности лежит между 2.1% и 4.3%. Между 2 и 24 часами после воздействия, изменения в значениях оптической плотности оказались меньше, чем 0.008, что составляет менее 2.5% отклонения от значений оптической плотности для всех исследуемых доз.

Было отмечено, что для доз, меньших, чем 2 Гр, значения оптической плотности стабилизируются приблизительно через 30 мин. Следовательно, должно быть возможным снизить время стабилизации после облучения за счет уменьшения дозы облучения.

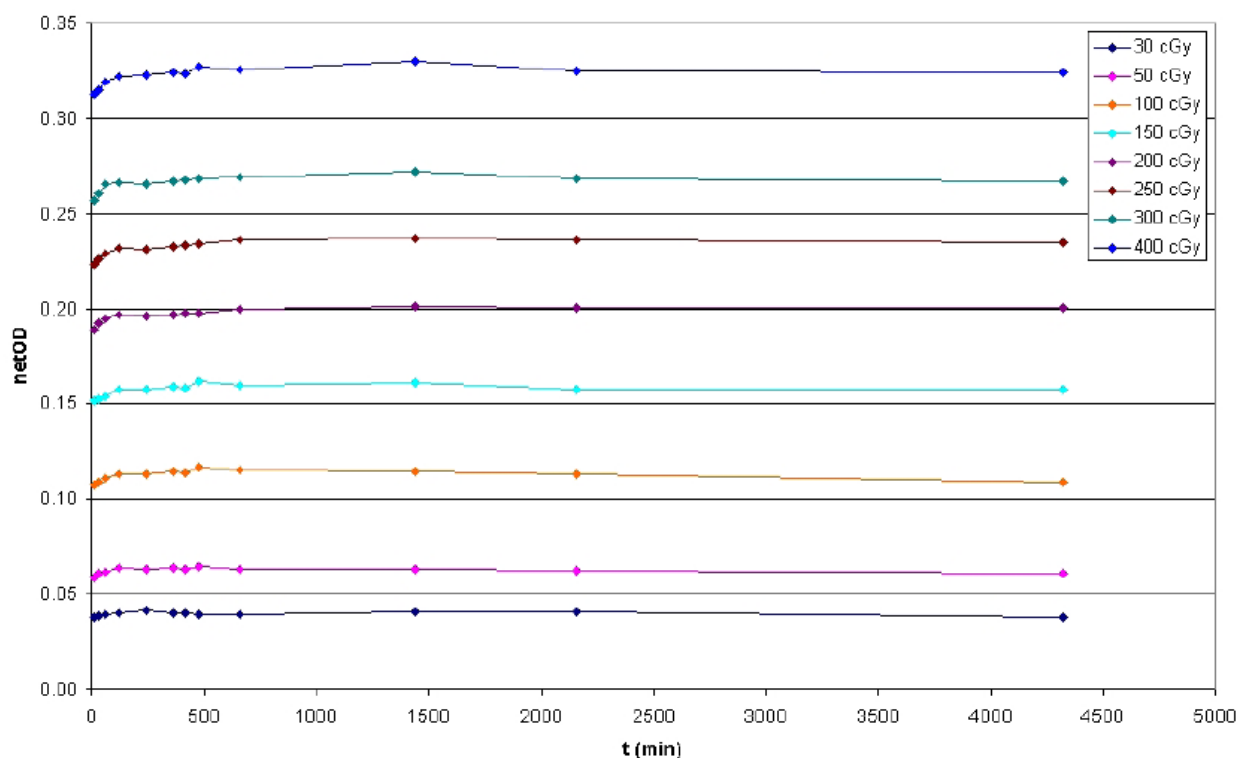


Рис. 11. Изменение окраса пленки как функция времени, прошедшего после облучения, для восьми разных уровней доз

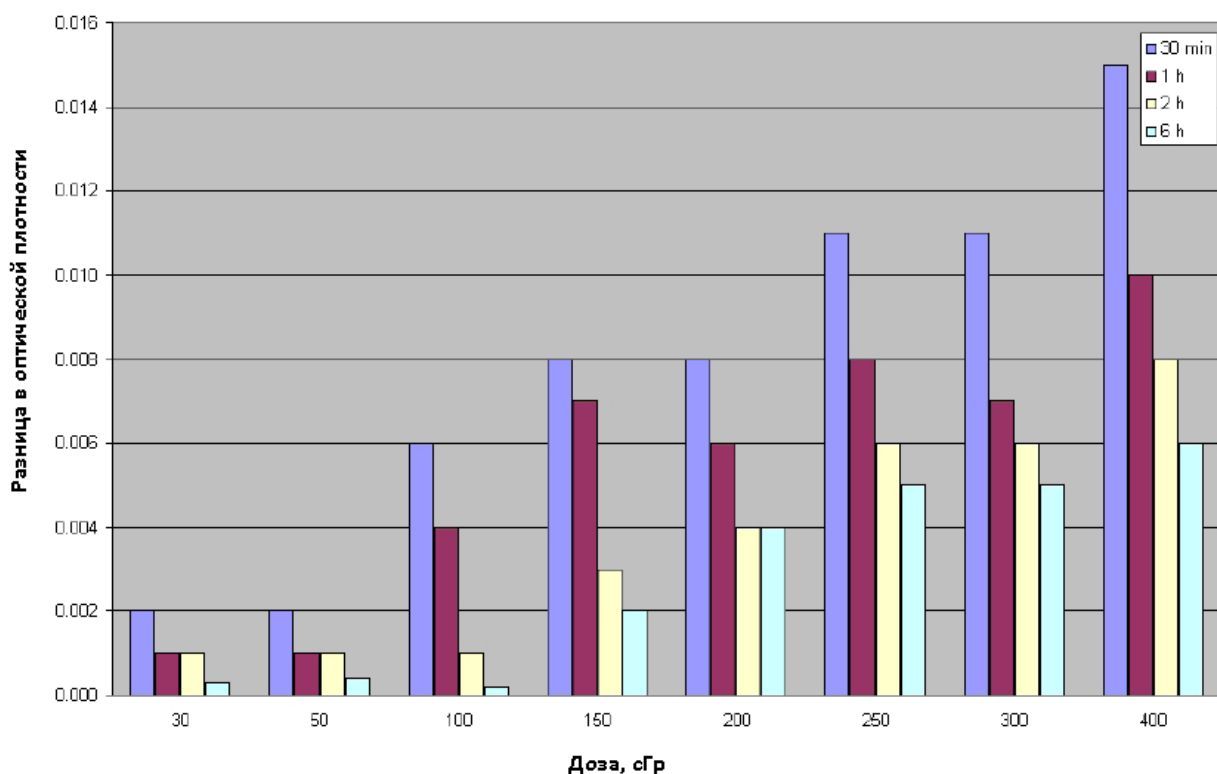


Рис. 12. Отклонение оптической плотности через 30 мин, 1 ч, 2 ч и 6 ч от оптической плотности через 24 ч после облучения для восьми различных уровней доз

В соответствии с этими результатами, время стабилизации после воздействия было установлено на 2 часа, чтобы гарантировать адекватную стабилизацию для выполнения анализа.

4.4. Энергетическая зависимость на ЛТМИ диапазоне и зависимость от мощности дозы

Для проверки такой характеристики пленки ЕВТЗ как низкая энергетическая зависимость, о которой говорит производитель, восемь кусочков пленки были облучены дозами 0.3, 0.5, 1, 1.5, 2, 2.5, 3 и 4 Гр с энергиями фотонов, обычно используемых для ЛТМИ лечения (6 MV и 15 MV рентгеновские лучи с линейного ускорителя Varian).

Значения оптической плотности, полученные при изменении уровня энергии и мощности дозы, показаны на рисунке 13. Различия между пленками были незначительны (отклонения менее 1% для доз до 4 Гр). Результаты показали, что данные пленок ЕВТЗ практически не зависят от энергии излучения, используемой в ЛТМИ лечении, в пределах

неопределенности измерений, и подтверждаются предыдущими данными, опубликованными для ЕВТ2 [24].

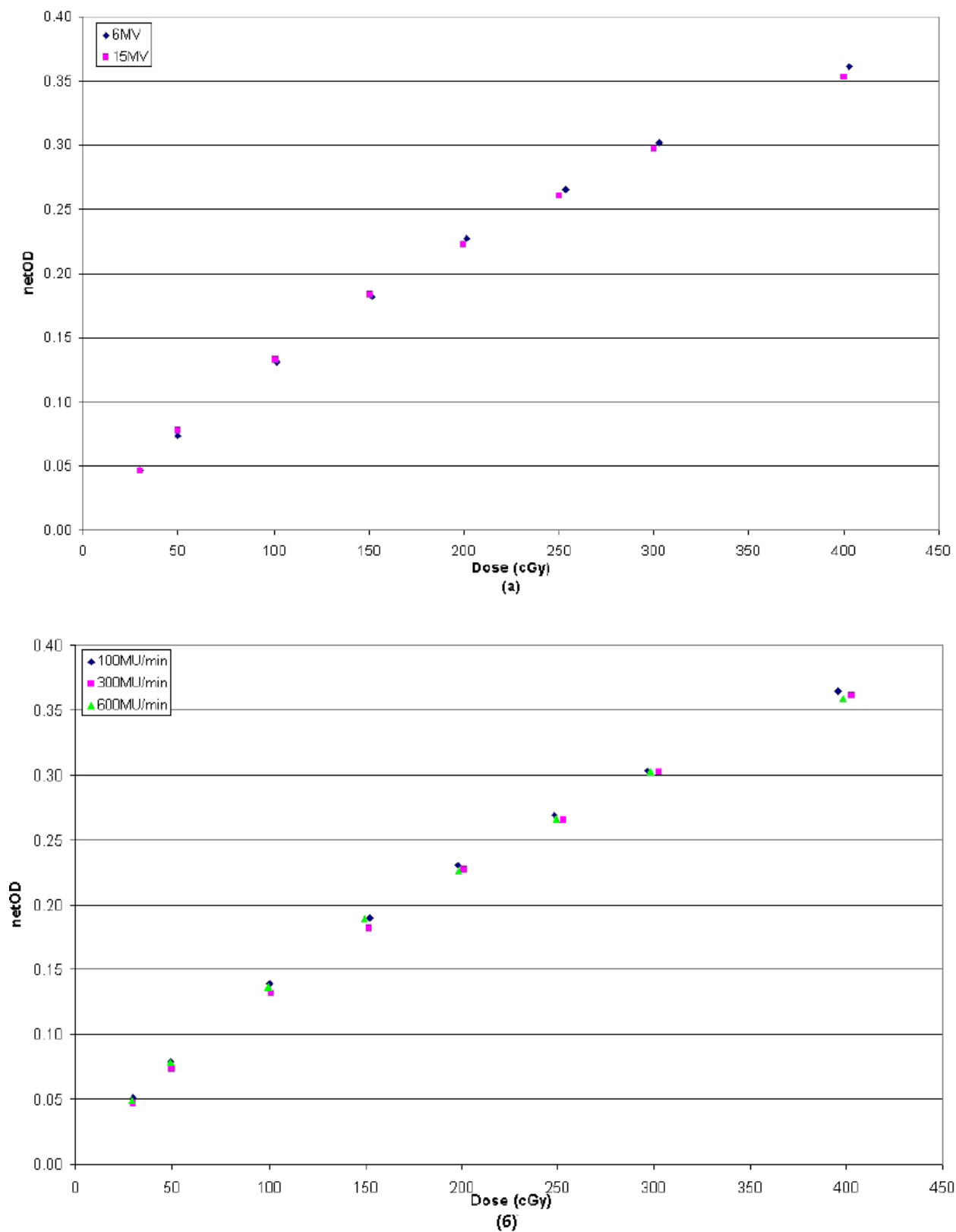


Рис. 13. Зависимость от энергии (а) и от мощности дозы (б) пленки ЕВТ3

Таблица 3. Сравнение EBT3 и EBT2

<i>EBT2</i>	<i>EBT3</i>	<i>Комментарий</i>
Активный слой 26-28 мкм	Активный слой 26-28 мкм	Активный слой не претерпел изменений
Несимметричная структура	Симметричная структура	EBT3 сканируется с обеих сторон
Подложка из гладкого полиэстера	Подложка из матового полиэстера	Изменение предотвращает возникновение колец Ньютона
Плотность (без облучения) ~0.10 - 0.12	Плотность (без облучения) ~0.12 - 0.14	Матовый полиэстер слегка мутнее
Полная толщина: ~0.28 мм	Полная толщина: ~0.23 мм	
Нет координатных меток	Помечена координатными метками	Автоматическое выравнивание с помощью программного обеспечения FilmQA Pro

Заключение

Результаты анализов подтвердили особенности, введенные в радиохромной пленке GAFCHROMIC EBТ3. Учитывая, что EBТ2 и EBТ3 пленки имеют одинаковый состав чувствительных слоев, большинство характеристик EBТ3 пленки оказались подобными тем, что были в EBТ2 пленке. Изучение процесса раскрашивания показало быструю стабилизацию пленки в течение двух часов. Исследовано изменение цвета за единицу дозы, было найдено, что красный канал имеет наибольший отклик до 10 Гр, в то время, когда зеленый канал более предпочтителен при более высоких дозах. Анализ измерения уровня энергии и мощности дозы не показал никаких существенных отличий.

EBТ3 пленка показала различную реакцию на портретную и пейзажную ориентацию, но различия от положения пленки на сканере («лицом» или «спиной») незначительны.

Результаты исследования подтвердили что пленка EBТ3 может быть использована в клинической практике таким же образом как EBТ2 пленка. Кроме того, новые улучшения делают EBТ3 пленку более надежной и простой в обращении, что делает ее применимой для того, чтобы заменить EBТ2 пленку в ЛТМИ дозовом контроле.

Список использованной литературы

- 1) Radiochromic dosimetry for validation and commissioning of industrial radiation processes / W.L. McLaughlin, J.C. Humphreys, Dene Hocken, W.J. Chappas // International Journal of Radiation Applications and Instrumentation. Part C. Radiation Physics and Chemistry. — 1988. — Vol. 31, no. 4–6. — P. 505 – 514.
- 2) A thin film recording medium for use in food irradiation / M.C. Saylor, T.T. Tamargo, W.L. McLaughlin et al. // International Journal of Radiation Applications and Instrumentation. Part C. Radiation Physics and Chemistry. — 1988. — Vol. 31, no. 4–6. — P. 529 – 536.
- 3) Mclaughlin William L., Desrosiers Marc F. Dosimetry systems for radiation processing // Radiation Physics and Chemistry. — 1995. — Vol. 46, no. 4–6, Part 2. — P. 1163 – 1174.
- 4) Devic Slobodan. Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future // Physica Medica. — 2011. — Vol. 27, no. 3. — P. 122 – 134.
- 5) Fuss M., et. al., (2007). Dosimetric characterization of Gafchromic EBT film and its implication on film dosimetry quality assurance. 52.
- 6) Butson M. J., Cheung T., Yu P. K. N. (2006). Weak energy dependence of EBT Gafchromic film dose response in the 50 kVp-10MVp X-ray range. 64 (1).
- 7) Lindsay P., et. al. (2010). Investigation of Energy Dependence of EBT and EBT2 Gafchromic Film. (37)
- 8) Hartmann B., Martisikova M., Jakel O., (2010). Homogeneity of Gafchromic EBT2 film.4.
- 9) ISP, I. S. (2009). Self developing film for radiotherapy dosimetry.
- 10) Devic S, Seuntjens J, Sham E, et al. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. Med Phys. 2005;32(7):2245–53.

- 11) Paelinck L., De Neve W., De Wagtner C. (2007). Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic film dosimetry. 52.
- 12) Yu P. K. N., Butson M., Cheung T. (2006). Does Mechanical Pressure on Radiochromic film affect Optical Absorption and Dosimetry? 29 (3).
- 13) Devic S, Aldelaijan S, Mohammed H, et al. Absorption spectra time evolution of EBT-2 model GAFCHROMIC film. *Med Phys.* 2010;37(5):2207–14.
- 14) Arjomandy B, Tailor R, Anand A, et al. Radiochromic film dosimetry. AAPM TG55 Report No. 63. Madison (WI): Medical Physics Publishing; 1998.
- 15) IAEA. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. IAEA Technical Report Series No. 398. Vienna: IAEA; 2000.
- 16) Micke A., Lewis D. F., Yu Xiang. Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction. // *Med. Phys.*, 2011, 38, No.5, P. 2523-2534
- 17) Menegotti L, Delana A, Martignana A. Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: a fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure. *Med Phys.* 2008;35(7):3078–85.
- 18) Devic S, Seuntjens J, Hegyi G, et al. Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers. *Med Phys.* 2004;31(9):2392–401.
- 19) Saur S and Frengen J. GafChromic EBT film dosimetry with flatbed CCD scanner: a novel background correction method and full dose uncertainty analysis. *Med Phys.* 2008;35(7):3094–101.
- 20) van Battum LJ, Hoffmans D, Piersma H, Heukelom S. Accurate dosimetry with GafChromic EBT film of a 6MV photon beam in water: what level is achievable? *Med Phys.* 2008;35(2):704–16.
- 21) Micke A., Multi-Channel Film Dosimetry. // Technology Report. Ashland. International Specialty Products Inc. patents pending.

- 22) Andres C, Del Castillo A, Tortosa R, Alonso D, Barquero R. A comprehensive study of the Gafchromic EBT2 radiochromic film. A comparison with EBT. *Med Phys.* 2010;37(12):6271–78.
- 23) Desroches J, Bouchard H, Lacroix F. Potential errors in optical density measurements due to scanning side in EBT and EBT2 Gafchromic film dosimetry. *Med Phys.* 2010;37(4):1565–70.
- 24) Arjomandy B, Tailor R, Anand A, et al. Energy dependence and dose response of Gafchromic EBT2 film over a wide range of photon, electron and proton beam energies. *Med Phys.* 2010;37(5):1942–47.

Приложение А. Свойства дозиметрической пленки GAFCHROMIC EBТ2

- 1) Широкий диапазон измерения поглощенной дозы: от $1 \cdot 10^{-2}$ Гр до 40 Гр
- 2) Проявляется в режиме реального времени
- 3) Используется при нормальном освещении
- 4) Не требует темной комнаты
- 5) Не требует проявочной машины и химикатов
- 6) Водонепроницаема - допускает погружение в воду
- 7) Может использоваться с водными фантомами
- 8) Легко режется под ваш размер и форму

Назначение

Радиометрическая пленка GafChromic EBТ2 была разработана специально как инструмент для существенной экономии времени и направлена на применение медицинскими физиками и лучевыми терапевтами в различных радиотерапевтических приложениях и условиях, включая работу в помещениях с обычным освещением, водными фантомами.

Технические преимущества

Поддержка основных радиотерапевтических технологий

Широкий диапазон измерения поглощенной дозы: от $1 \cdot 10^{-2}$ Гр до 40 Гр

Большая площадь измерения

Быстрая стабилизация

Энергонезависимость отклика от дозы

Сниженный эффект рассеянного излучения

Близка к тканеэквивалентному материалу

Однородность не хуже $\pm 3\%$

Высокое пространственное разрешение

Может обрабатываться в комнате с обычным освещением

Улучшенное сопротивление к комнатному освещению

Выдерживает температуру до 70°C

Специальная индикация однородности

Легко наносятся надписи маркером (при необходимости, заметки легко стираются) Поставляется в двух размерах: 20*25 см и 35*43 см

Конфигурация и структура

Gafchromic EBТ2 производится путем ламинирования активного слоя между двумя слоями полиэстера. Полиэфирные поверхности делают данную пленку исключительно надежной и позволяют погружать ее в воду.

Оптимизация сенситометрических характеристик

Так как пиковое значение поглощения активным слоем приходится на длину волны 636 нм, то максимальная чувствительность обеспечивается измерениями, произведенными с красным светом. Просвечивающие денситометры, которые обычно используются для измерения визуальной плотности обычных пленок, подходят для использования и с пленкой EBТ2. Лучшие результаты могут быть получены из канала красного цвета с помощью цветного денситометра. Более совершенные результаты могут быть получены при использовании узкополосного фильтра с центральной длиной волны около 636 нм и шириной полосы пропускания 10 нм во время измерения.

Структура слоев пленки

- 1) Прозрачный полиэстер - 50 микрон
- 2) Клеевой слой - 25 микрон
- 3) Поверхностный слой - 5 микрон
- 4) Слой активной подложки - 30 микрон
- 5) Прозрачный полиэстер - 175 микрон

*В слое 4 также присутствует специальный маркерный краситель

Универсальность применения

Дозиметрическая пленка EBТ2 может использоваться с различными устройствами, включая просвечивающие денситометры, пленочные сканеры, спектрометры. Но предпочтительнее всего – цветной RGB сканер. Как с денситометрами, реакция пленки может быть увеличена, если спектральный отклик сканера подобран к спектральной поглощательной способности

пленки. Перевод пленки в цифровую форму можно выполнить с помощью большого числа высококачественных сканеров. Например, рекомендуется использовать планшетный фотопленочный сканер Epson® 10000XL, который специально разработан для оцифровки цветных пленок размером формата А4, и позволяет работать с пленками большего размера. Для пленки ЕВТ2 с дозой до 8Гр сканер Epson10000XL обеспечивает самую высокую реакцию от красного канала. Зеленый канал может использоваться, чтобы измерить дозы между 8 Gy и 40 Gy. Синий канал обеспечивает сигнал для автоматического повышения однородности пленки посредством специальной маркерной краски, расположенной в активном слое. Рекомендуемая ориентация пленки при измерениях - пейзаж.

Энергонезависимость

Пленка была разработана для измерения поглощенной дозы фотонов высокой энергии, используемых в радиотерапии. Фотонный отклик в МэВ диапазоне очень высок и уменьшается не более чем на 10% к диапазону кэВ.

Рост плотности после экспонирования

Пленка ЕВТ2 проявляется в режиме реального времени и не требует применения какой-либо проявочной машины и фотохимикатов. Временной интервал между экспонированием и просмотром должен быть приблизительно одинаковым для всех пленок в анализе.

Хранение и обработка

Пленка ЕВТ2 разработана для работы при нормальном комнатном освещении, однако неиспользуемую пленку рекомендуется хранить в темных условиях. Необходимо избегать воздействия на нее прямых солнечных лучей.

Температурный режим

Пленка может храниться при комнатной температуре (20°–25° С), но лучше хранить ее в холодильнике. Допускаются кратковременные воздействия высокой температуры до 70 градусов длительностью не более 1 минуты или, например, температуры около 50 градусов в течение суток. Однако, рекомендуется, чтобы пленка хранилась, экспонировалась и измерялась в

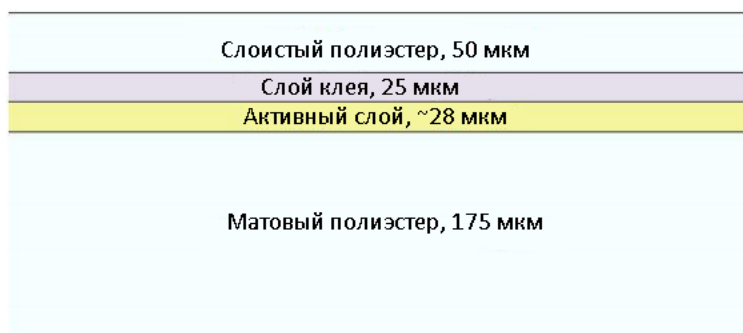
комнате с температурой в диапазоне от 20° до 25° С. Срок годности при соблюдении нормальных условий составляет два года.

Замечание: реакция дозиметрической пленки зависит от ряда специфических факторов, таких как: энергетический спектр радиационного источника, характеристики денситометра, пленочного сканера, и других средств измерений, так же как от периода времени между экспонированием и измерением. Поэтому, для получения достоверных результатов и повторяемости, требуется соблюдение эквивалентности условий при проведении измерений. Абсолютный отклик пленки может изменяться от партии к партии, поэтому пользователь должен проводить новые измерения спектрального отклика при начале работы с новой партией пленки.

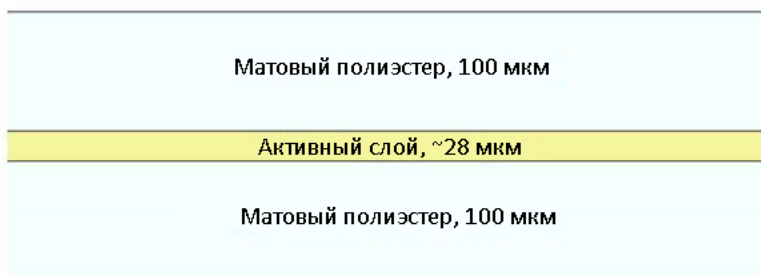
Приложение Б. Преимущества и особенности радиохромной пленки ЕВТЗ

- 1) Поддерживает все основные технологии радиотерапии
- 2) Широкий диапазон доз от 1 сГр до 40 Гр
- 3) Большая площадь измерения
- 4) Не требует обработки
- 5) Изменения плотности быстро стабилизируются
- 6) Дозовый отклик энергонезависим
- 7) Снижает рассеянное излучение
- 8) Однородность дозы лучше, чем 3%
- 9) Высокое пространственное разрешение
- 10) Может обрабатываться при комнатном свете
- 11) Водостойкая, можно погружать в воду
- 12) Выдерживает температуру до 70° С
- 13) Возможность резки
- 14) Симметрична
- 15) Позволяет избежать возникновения колец Ньютона

Приложение В. Изменение конфигурации при переходе от ЕВТ2 к ЕВТ3



ЕВТ2



ЕВТ3

ЕВТ3 – координатные метки



Поверхность из матового полиэстера

